



Universidad Nacional Mayor de San Marcos

Universidad del Perú. Decana de América

Facultad de Medicina

Escuela Académico Profesional de Tecnología Médica

**Variaciones de la calidad de imagen en spect óseo de
columna lumbar con el método de reconstrucción
iterativo - Clínica San Gabriel, enero - diciembre 2014**

TESIS

**Para optar el Título Profesional de Licenciada en Tecnología
Médica en el Área de Radiología**

AUTOR

Katherine Giuliana CHIMOY CRISPIN

ASESOR

Luis Frank BERNAL QUISPE

Lima, Perú

2016



Reconocimiento - No Comercial - Compartir Igual - Sin restricciones adicionales

<https://creativecommons.org/licenses/by-nc-sa/4.0/>

Usted puede distribuir, remezclar, retocar, y crear a partir del documento original de modo no comercial, siempre y cuando se dé crédito al autor del documento y se licencien las nuevas creaciones bajo las mismas condiciones. No se permite aplicar términos legales o medidas tecnológicas que restrinjan legalmente a otros a hacer cualquier cosa que permita esta licencia.

Referencia bibliográfica

Chimoy K. Variaciones de la calidad de imagen en spect óseo de columna lumbar con el método de reconstrucción iterativo - Clínica San Gabriel, enero - diciembre 2014 [Tesis de pregrado]. Lima: Universidad Nacional Mayor de San Marcos, Facultad de Medicina, Escuela Académico Profesional de Tecnología Médica; 2016.



UNIVERSIDAD NACIONAL MAYOR DE SAN MARCOS
(Universidad del Perú, DECANA DE AMÉRICA)
FACULTAD DE MEDICINA
ESCUELA ACADÉMICO PROFESIONAL DE TECNOLOGÍA MÉDICA

"Año de la Consolidación del Mar de Grau"



ACTA DE SUSTENTACIÓN DE TESIS

85

Conforme a lo estipulado en el Art. 45.2 y, Art. 100.13 de la Ley 30220. El Jurado de Sustentación de Tesis nombrado por el Director de la Escuela Académico Profesional de Tecnología Médica, conformado por los siguientes docentes:

Presidente: Mg. Carmen Cecilia Muñoz Barabino
Miembros: Lic. Jacobo Ezequiel Saldaña Juárez
Lic. Enrique Espinoza Esli

Se reunieron en la ciudad de Lima, el día martes 19 de abril de 2016, procediendo a evaluar la Sustentación de Tesis, titulado **"VARIACIONES DE LA CALIDAD DE IMAGEN EN SPECT ÓSEO DE COLUMNA LUMBAR CON EL MÉTODO DE RECONSTRUCCIÓN ITERATIVO - CLÍNICA SAN GABRIEL ENERO - DICIEMBRE 2014"**, para optar el Título Profesional de Licenciado en Tecnología Médica en el Área de Radiología de la Bachiller:

Katherine Giuliana Chimoy Crispin

Habiendo obtenido el calificativo de:

19

(en números)

DIECINUEVE

(en letras)

Que corresponde a la mención de: Sobresaliente

Quedando conforme con lo antes expuesto, se disponen a firmar la presente Acta.

Presidente

Mg. Carmen Cecilia Muñoz Barabino

Miembro

Jacobo Ezequiel Saldaña Juárez

Miembro

Lic. Enrique Espinoza Esli



Asesor (a) de Tesis

Lic. Luis Frank Bernal Quispe

AGRADECIMIENTO

Agradezco a Dios, por darme el regalo de la vida.

A mi asesor, el Lic. Luis Bernal Quispe por brindarme su tiempo y las sugerencias para mejorar y culminar este trabajo de investigación; así como a todas las personas que me orientaron y dieron algún aporte que permitió obtener los resultados de este estudio.

DEDICATORIA

Este trabajo de investigación se lo dedico a mis padres, por su confianza y apoyo incondicional.

INDICE

	Pág.
RESUMEN	7
ABSTRACT	8
CAPÍTULO I: INTRODUCCIÓN	9
1.1 Planteamiento del problema.....	9
1.2 Formulación del problema.....	10
1.3 Hipótesis	10
1.4 Justificación.....	10
1.5 Objetivos	11
CAPÍTULO II: MARCO TEÓRICO	12
2.1 Antecedentes	12
2.2 Bases conceptuales	15
2.2.1 Medicina Nuclear	15
2.2.2 Calidad de Imagen	17
2.2.3 SPECT	25
2.2.4. Método de Reconstrucción Iterativo.....	29
2.2.5. Equipo de Medicina Nuclear	34
2.2.6. Radioisótopo	40
2.2.7. Radiofármacos	43
2.2.8. Mdp - Tc-99m Metilen-Difosfonato	47
2.2.9. Gammagrafía Ósea.....	50
2.3 Definición de términos.....	53
CAPÍTULO III: METODOLOGÍA	55
3.1 Tipo de investigación	55
3.2 Población de estudio	55
3.3 Muestra de estudio o tamaño muestral	55
3.4 Operacionalización de variables	57
3.5 Técnica e instrumento	59
3.6 Plan de recolección de datos	59
3.7 Análisis de datos	60
3.8 Consideraciones éticas	63

CAPÍTULO IV: RESULTADOS Y DISCUSIONES	64
4.1 Resultados	64
4.2 Discusiones	71
CAPÍTULO V: CONCLUSIONES	72
CAPÍTULO VI: RECOMENDACIONES	73
CAPÍTULO VII: REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	74
CAPÍTULO VIII: ANEXOS	78

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla N°1 Análisis univariado de la calidad de la imagen (señal/fondo) de SPECT óseo de columna lumbar utilizando diferentes números de iteraciones por ocho subconjuntos.....	64
Tabla N°2 Análisis univariado de cocientes señal/fondo con los promedios más altos para diferentes números de iteraciones por ocho subconjuntos	65
Tabla N°3 Comparación de los rangos para diferentes números de iteraciones por 8 subconjuntos según la Prueba U de Mann-Whitney para identificar diferencias significativas de la calidad de imagen.....	66
Tabla N°4 Evaluación de los puntos de referencia del número de iteraciones para mayor relación señal /fondo según comparación de las medias que no presentaron diferencia significativa	67
Tabla N°5 Análisis univariado de la calidad de la imagen (señal/fondo) de SPECT óseo de columna lumbar utilizando cuatro iteraciones por diferentes números de subconjuntos	68
Tabla N°6 Análisis univariado de cocientes señal/fondo con los promedios más altos para 4 iteraciones por diferentes números de subconjuntos.....	69
Tabla N°7 Comparación de los rangos para 4 iteraciones por diferentes números de subconjuntos según la Prueba U de Mann-Whitney para identificar diferencias significativas de la calidad de imagen	69
Tabla N°8 Evaluación de los puntos de referencia del número de subconjuntos para mayor relación señal /fondo según comparación de las medias que no presentaron diferencia significativa	70

RESUMEN

OBJETIVO: Identificar las variaciones de la calidad de imagen en SPECT óseo de columna lumbar con el método de reconstrucción iterativo.

MATERIAL Y MÉTODOS: Estudio observacional, explicativo, retrospectivo, transversal, que incluyó 47 estudios de imágenes de SPECT óseo de columna lumbar durante el periodo de enero a diciembre del año 2014, estos estudios fueron realizados en el área de Medicina Nuclear de la Clínica San Gabriel. Los datos fueron ingresados a programa estadístico SPSS v.22; se estimaron frecuencias, media y desviación estándar. Para el análisis relacional se determinó la distribución normal (Kolmogorov - Smirnov) y luego se aplicó la prueba estadística Kruskal-Wallis. Por último se hizo la comparación por pares por medio de la prueba U de Mann-Whitney.

RESULTADOS: Se identificó que la calidad de imagen con valores de 6i x 8s y 8i x 8s presentaron los mayores valores homogéneos para las variaciones de iteraciones, por lo que se presentan como mejores puntos de referencia para una mejor calidad de imagen. Asimismo al evaluar los subconjuntos, los valores de rango promedio representan una calidad de imagen igual, observándose que la calidad de imagen con 4i x 8s y 4i x 4s presentaron los mayores valores homogéneos para las variaciones de subconjuntos.

CONCLUSIÓN: Las variaciones de la calidad de imagen en SPECT óseo de columna lumbar utilizando el método de reconstrucción iterativo mejoran con 6i x 8s y 8i x 8s, puesto que con esas combinaciones el tiempo de reconstrucción de una imagen de mejor calidad sería mínimo.

PALABRAS CLAVES: SPECT óseo, iteraciones, subconjuntos, calidad de imagen, método de reconstrucción iterativo.

.

ABSTRACT

OBJECTIVE: To identify the variations of image quality in lumbar spine bone SPECT using the method of iterative reconstruction.

METHODOLOGY: Observational, explanatory, retrospective, cross-sectional study that includes 47 SPECT imaging studies of lumbar spine bone during the period from January to December 2014, these studies were conducted in the area of Nuclear Medicine of the San Gabriel Clinic. The data were entered into SPSS v.22, and frequencies, mean and standard deviation were estimated. Relational analysis for normal distribution (Kolmogorov - Smirnov) was determined and then applied Kruskal-Wallis. Finally the comparison was made pairwise by the Mann-Whitney U test.

RESULTS: It was identified that the image quality values 6i x 8s and 8i x 8s homogeneous showed the highest values for variations of iterations, which are presented as best reference points for better image quality. Also when evaluating subassemblies, the values for represent average range equal image quality observed that the image quality 4i x 8s and 4i x 4s showed the highest values for homogeneous subsets variations.

CONCLUSIONS: Variations in image quality in lumbar spine bone SPECT using the iterative reconstruction method improve with 6ix8s and 8ix8s, with these combinations the time reconstruction for a better quality imaging would be minimal.

KEYWORDS: SPECT bone, iterations, subsets, image quality, iterative reconstruction method.

1. INTRODUCCIÓN

1.1. PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

La Tomografía Computada por Emisión Monofotónica (SPECT) es un estudio funcional y metabólico dentro del área de Medicina Nuclear que permite la evaluación tridimensional de la distribución y concentración de un trazador radioactivo; utiliza radionucleidos emisores de fotón simple, que emiten rayos gama normales como el tecnecio-99m.

Los exámenes de SPECT en medicina nuclear nos brindan información sobre diversas estructuras anatómicas. Para poderlas representar en formato digital se conocen, a nivel mundial, dos métodos de reconstrucción de imagen: el método de retroproyección filtrada y el método de reconstrucción iterativo; sin embargo se sigue notando una baja resolución y presencia importante de ruido en las imágenes debido a que se reconstruyen superponiendo todas sus proyecciones.

En medicina nuclear, la base de la calidad de imagen es la capacidad del sistema para detectar diferencias de captación de un radiofármaco entre una zona de lesión y las zonas adyacentes. Por lo tanto, una imagen de alta calidad es aquella en la que se puede visualizar este contraste y así lograr un diagnóstico correcto. Actualmente se cuentan con muchos estudios que evalúan la calidad de imagen de manera subjetiva es decir, comparando y analizando las imágenes cualitativamente lo que está directamente ligado a la experiencia del observador. En la práctica, para la obtención de imágenes lo más optimas posibles, el Tecnólogo Médico en Radiología emplea mucho tiempo realizando ensayos en base a los protocolos de reconstrucción de imagen que la casa fabricante propone desde la adquisición del equipo. El presente trabajo se enfoca en mejorar esta calidad en las imágenes de SPECT óseo de columna lumbar de manera cuantitativa, exclusivamente con el método de reconstrucción iterativo OSEM (Ordered Subset Expectation Maximization), donde se relacionarán los dos componentes básicos de algoritmos de reconstrucción iterativos que son:

- Número de iteraciones
- Número de subconjuntos

Y de esta manera describir las variaciones en la de calidad de imagen cuantificando tanto la señal recibida como el fondo; y calculando la relación señal/fondo para la evaluación.

1.2. FORMULACIÓN DEL PROBLEMA

¿Cuáles son las variaciones de la calidad de imagen en SPECT óseo de columna lumbar con el método de reconstrucción iterativo?

1.3. HIPÓTESIS

Hipótesis General

Las variaciones de la calidad de imagen en SPECT óseo de columna lumbar con el método de reconstrucción iterativo mejoran con 6i - 14i x 8 s.

Hipótesis Específicas

Todas las combinaciones de diferentes iteraciones con 8s como puntos de referencia dan la misma calidad de imagen.

Todas las combinaciones de 4i con diferentes subconjuntos como puntos de referencia dan la misma calidad de imagen.

1.4. JUSTIFICACIÓN

Como Tecnólogos Médicos en Radiología buscamos brindar la mayor información posible en nuestros exámenes, y para ello, hacemos muchos ensayos que nos lleva a una pérdida de tiempo considerable en el intento de llegar a una presentación óptima de las imágenes, agregando a ello la dependencia de las mismas a la experiencia del observador.

El presente trabajo busca mejorar las imágenes resultantes de SPECT óseo de columna lumbar de forma cuantitativa, analizando el método de

reconstrucción iterativa OSEM relacionando el número de iteraciones y de subconjuntos, de esta manera se describirá sus variaciones cuantificando a la señal, fondo y calculando la relación señal/fondo, los cuales son factores que influyen en la imagen final y así lograr imágenes de emisión cuantitativamente precisas disminuyendo el tiempo de reconstrucción; es decir, optimizar el diagnóstico en medicina nuclear.

1.5. OBJETIVOS

Objetivo general

Identificar las variaciones de la calidad de imagen en SPECT óseo de columna lumbar con el método de reconstrucción iterativo.

Objetivos específicos

Establecer puntos de referencia del número de iteraciones para la mejor calidad de imagen (mayor relación señal /fondo).

Establecer puntos de referencia del número de subconjuntos para la mejor calidad de imagen (mayor relación señal /fondo).

2. MARCO TEÓRICO

2.1. ANTECEDENTES

Katua, Ankrah, Vorster, Van Gelder y Sathekge (2011) realizaron una tesis titulada “Optimization of Ordered Subset Expectation Maximization Reconstruction for Reducing Urinary Bladder Artifacts in Single-photon Emission Computed Tomography Imaging” Pretoria. En este estudio se buscó evaluar la relación de la vejiga a la proporción de acetábulo (A/B) orientándose hacia la elección del número de iteraciones y subconjuntos óptimos utilizados para la reconstrucción OSEM (Ordered Subset Expectation Maximization), para reducir los artefactos de la vejiga que se encuentran en la reconstrucción FBP (Filtered Back Projection). Se seleccionaron a 105 pacientes con diversas indicaciones de la gammagrafía ósea y fueron adquiridas las imágenes planares y SPECT. Las imágenes SPECT se reconstruyeron con tanto FBP y OSEM utilizando cuatro combinaciones diferentes de iteraciones y subconjuntos. Además, estas fueron dadas a tres médicos nucleares experimentados que desconocían el diagnóstico y el tipo de reconstrucción utilizado. Luego se etiquetaron las imágenes de lo mejor a lo peor, para su posterior análisis de los datos. En los resultados se encontró que la reconstrucción utilizando OSEM condujo a una mejor detección de lesiones en comparación con FBP en 87,62% de los casos. Demostró además que las iteraciones y subconjuntos utilizados para la reconstrucción de una imagen se correlacionan con la vejiga a la proporción de acetábulo. Cuatro iteraciones y 8 subconjuntos produjeron los mejores resultados en 48,5% de las imágenes, mientras que 2 iteraciones y 8 subconjuntos produjeron los mejores resultados en 33,8%. La conclusión es que la vejiga a la proporción de acetábulo se puede utilizar para seleccionar el número óptimo de iteraciones y subconjuntos para la reconstrucción de hueso SPECT para la caracterización precisa de las lesiones. Este estudio también confirma que la reconstrucción con OSEM (frente a FBP) conduce a una mejor detección de la lesión y la caracterización¹.

Este estudio ayuda a considerar que el ruido se controla mediante la manipulación de iteraciones. A altas iteraciones se acentúa el ruido, lo que

compromete la calidad de las imágenes, proponiendo así, como relaciones óptimas 4 iteraciones y 8 subconjuntos y dos iteraciones y 8 subconjuntos.

Puchal (2008) en su trabajo titulado “Reconstrucción Tomográfica por Métodos Iterativos” España; presenta las variaciones de la calidad de imagen utilizando el método OSEM para su reconstrucción. Muestra cómo varían los resultados al cambiar las condiciones de iteración. Las imágenes se han obtenido fijando el número de subconjuntos a 1, y variando el número de iteraciones de 1 a 100. Puede observarse cómo a medida que se aumenta el número de iteraciones se va incrementando el detalle de la imagen. En las primeras se consigue reconstruir la estructura básica del corte tomográfico y en la zona media (aproximadamente 7-9 iteraciones) se obtiene una imagen ya completa, y a partir de ésta sólo se incrementa el ruido quedando oculta la distribución de interés. Este proceso se puede interpretar desde el punto de vista frecuencial considerando que en cada iteración se introducen frecuencias espaciales de frecuencia creciente, hasta un punto en que lo que se introduce son altas frecuencias que se superponen a las que describen el objeto y que no aportan mayor información. Un procesado equivalente a 8 iteraciones y 1 subconjunto es adecuado. Este mismo procesado, no obstante, se consigue con 2 subconjuntos y 4 iteraciones o 4 subconjuntos y 2 iteraciones u 8 subconjuntos y 1 iteración (algunas versiones del programa de reconstrucción no admiten 1 iteración). Concluye que la relación señal ruido es significativamente mejor en imágenes reconstruidas iterativamente que con la retroproyección filtrada. El aumento de subconjuntos incide inversamente en el número de iteraciones necesarias para llegar al mismo resultado. De hecho, se consigue prácticamente el mismo resultado en todas las combinaciones entre iteraciones y subconjuntos cuyo producto sea el mismo.² Este estudio presenta las características de las imágenes conforme aumentan las iteraciones, estableciendo que un rango de 7 a 9 iteraciones serán las mejores para una reconstrucción óptima, no obstante menciona que las relaciones de los números de subconjuntos e iteraciones que den el mismo producto tendrán el mismo resultado en la imagen.

González (2006) realizó una investigación titulada “Comparación y Evaluación de los Métodos de Reconstrucción Tomográfica FBP y OSEM en los Estudios de M.N.” Argentina. En su trabajo realizó una evaluación visual de las reconstrucciones entre el método de retroproyección filtrada en comparación con la reconstrucción iterativa (OSEM); las imágenes fueron obtenidas con una cámara gamma SPECT de doble cabezal SIEMENS ECAM+. Se adquirieron imágenes de la pelvis, imágenes de perfusión cerebral, imágenes cardíacas e imágenes de sarcoma necrótico de fémur y estudios de carcinoma colorectal. El método iterativo eliminó los artefactos de líneas presentes en las imágenes FBP, reduciendo los falsos positivos y los falsos negativos cuando las lesiones están en la proximidad de órganos calientes. Con el método de retroproyección filtrada en las imágenes de la pelvis se obtienen imágenes con artefactos propios del método, por la radiación dispersa (Efecto Compton) y por la acumulación de material radioactivo en la vejiga uno de los más habituales el denominado artefacto estrella, haciéndose más notable este artefacto en los cortes transversales de la imagen; en el corte sagital se aprecia nuevamente artefactos y da una imagen ruidosa de bordes pocos definidos, en los cortes coronales persiste el ruido y da imágenes de poco contraste. La reconstrucción obtenida con el método iterativo (OSEM) muestra la ausencia del artefacto estrella en el corte transversal, en el corte sagital la imagen posee mucho menos ruido que el método anterior, y el corte coronal nos da una imagen más contrastada con una disminución del ruido. Concluyeron que el método iterativo OSEM produce imágenes de mejor contraste y relación señal-ruido pudiendo ver las diferencias significativas al variar las iteraciones.³ Este estudio ayuda a considerar que a mayor número de iteraciones, mayor ruido en la imagen; independientemente sea el examen reconstruido. Sostiene que el mejor método de reconstrucción para SPECT óseo es el OSEM.

Blocklet, Seret, Popa y Schoutens (2003) efectuaron una investigación titulada “Maximum-Likelihood Reconstruction with Ordered Subsets in Bone SPECT” Bélgica. Este estudio evaluó la calidad de imagen reconstruyéndolas con dos métodos: Máxima Expectativa-Subconjunto Ordenado (OSEM) y la

Retroproyección Filtrada (FBP) para SPECT óseo en el contexto clínico de rutina.

Se analizaron 57 estudios SPECT óseo consecutivo. Incluyeron la espina pélvica y lumbar, tórax, columna lumbar, la cabeza y el cuello, los pies y los hombros. Estudio SPECT a 64 proyecciones adquirido en 360° por una sola cabeza de cámaras de 2 a 3 h después de la inyección de 750 MBq Tc-MDP. Tres observadores compararon la OSEM y FBP reconstruyen imágenes. Recomienda utilizar el mayor número de subconjuntos, manteniendo al menos 4 proyecciones por subgrupo. Cuanto mayor sea el número de subgrupo, mejora la velocidad de la reconstrucción. Abajo 4 proyecciones por subgrupo, diferencias significativas podrían surgir entre MLEM y OSEM reconstrucciones. Con ocho subconjuntos y 64 proyecciones, todos los subconjuntos contienen 8 proyecciones. De esta manera, no estamos demasiado cerca del límite de 4 proyecciones por subgrupo, y el tiempo de la reconstrucción se divide por 8 en comparación con el MLEM (Maximum Likelihood Expectation Maximization). Una vez se elige el número de subconjuntos, el número de iteraciones controla totalmente la resolución final, el contraste y el ruido de las imágenes reconstruidas. El factor limitante aquí es el ruido. En primer lugar, disminuye con el número de iteración. Después de unas pocas iteraciones en la OSEM (con ocho subconjuntos), el ruido comienza a aumentar de forma espectacular. El estudio concluyó que a sustitución de FBP por la OSEM en el hueso SPECT sería beneficioso para la práctica clínica.⁴ Este estudio ayuda notablemente a considerar que el tiempo de la reconstrucción lo controla el número de subconjuntos, siendo 8 el límite a reconstruir para que las imágenes sean óptimas y que el ruido, contraste, es decir la resolución final los controlan las iteraciones.

2.2. BASES CONCEPTUALES

2.2.1. MEDICINA NUCLEAR

La Organización Mundial de la Salud (OMS) define la Medicina Nuclear como la especialidad médica que con fines asistenciales, docentes e investigadores,

emplea las fuentes radiactivas no encapsuladas. Atendiendo al aspecto asistencial, la M. Nuclear posibilita aplicaciones médicas tan diversas como:

- Prevención: En este aspecto, la Medicina Nuclear aplica los conocimientos y las técnicas que le son proporcionados a la Higiene, a la Medicina Profiláctica y Preventiva y a la Protección Radiológica.
- Investigación: Esta especialidad se desarrolla en la investigación básica y aplicada, utilizando isótopos radiactivos y técnicas biofísicas afines.
- Diagnóstico: Incluye esencialmente la realización de pruebas funcionales, morfológicas, dinámicas, morfofuncionales y analíticas, basadas en principios bioquímicos, fisiológicos y fisiopatológicos, encaminadas a conseguir un mejor conocimiento y comprensión de la estructura y función del cuerpo humano en estado de salud o de enfermedad.
- Terapéutica: Aparte del importante impacto que sobre el tratamiento y manejo de los pacientes tienen las técnicas diagnósticas de la Medicina Nuclear, esta especialidad involucra en su campo de acción, algunas indicaciones terapéuticas concretas realizadas mediante la administración a los pacientes de radiofármacos (terapia metabólica, endolinfática, intracavitaria, etc.). También toman en cuenta al tratamiento y prevención de los efectos biológicos provocados por la exposición a radiaciones ionizantes, especialmente cuando esta exposición se debe a irradiación externa o contaminación provocada por sustancias radiactivas no encapsuladas.

Las exploraciones constan siempre de dos partes: En la primera parte se administra una pequeña dosis de un material radioactivo (radiofármaco, isótopo) que se dirigirá al órgano de estudio donde será utilizado en su funcionamiento y luego eliminado por las vías naturales, de las cuales la vía urinaria es por donde usualmente se elimina. La segunda se trata de la exploración propiamente dicha, es decir se ejecuta un número variable de “tomas” o imágenes de diferentes regiones del cuerpo con un sistema de

detección que se denomina gammacámara, para poder observar la distribución del radiofármaco.

Las exploraciones de Medicina Nuclear están contraindicadas en mujeres embarazadas o en período de lactancia. En el caso de que la exploración no pueda ser diferida, la madre lactante deberá interrumpir la lactancia tras la inyección del radiofármaco por un periodo de tiempo que dependerá del isótopo administrado. En el caso de niños o pacientes jóvenes las dosis utilizadas se adecuarán a su peso o superficie corporal, para asegurar una irradiación mínima, lo que se conoce como “Filosofía A.L.A.R.A. “, que representa las iniciales inglesas de Tan Baja Como Sea Razonablemente Posible, haciendo referencia a la dosis de radiación administrada.^{5, 6}

2.2.2. CALIDAD DE IMAGEN

La imagen en Medicina Nuclear se considera de calidad cuando muestra un conjunto de figuras de utilidad obtenidas a partir de parámetros como: el contraste de imagen, la visibilidad de los detalles (resolución espacial), el ruido aleatorio y la relación señal/fondo, entre otras. En el mayor o menor grado de influencia de cada uno, están presentes los elementos que intervienen en la formación de la imagen como: el tipo de investigación, el equipamiento de que se dispone, la biocinética del radiofármaco empleado, las características físico-metabólicas del paciente, el protocolo de adquisición y procesamiento escogido y el observador.⁷

Rodríguez (2006) señala que el concepto de Garantía de Calidad estipulado por la OIEA (Organismo Internacional de Energía Atómica) hace referencia a la aproximación de los resultados de un determinado procedimiento a lo ideal, libres de errores y artificios, mientras que el control de Calidad es una medida específica que asegura que un aspecto particular sea satisfactorio.⁸

Entre los aspectos que intervienen en la calidad de imagen se encuentran:

RESOLUCION ESPACIAL: La resolución espacial del sistema es la menor distancia a la que hay que colocar dos fuentes radiactivas para verlas como dos distribuciones de actividad independientes.

La resolución espacial indica la capacidad de un instrumento para reproducir los detalles finos. La resolución se expresa generalmente como el "ancho a la mitad de máxima altura" (FWHM). Si dos puntos están separados por una distal de FWHM (o más) deben aparecer por separado en la imagen. Si los puntos están separados por menos de la distancia FWHM, entonces, los dos puntos se visualizan como un solo punto. Cuanto mayor sea el valor de FWHM, mayor será la borrosidad de la imagen. Por lo tanto, los valores más pequeños indican una mejor FWHM resolución del detector. La mayoría de cámaras de centelleo Anger tienen resoluciones espaciales aproximadamente de 6 a 8 mm en la superficie de una alta resolución, colimador agujero paralelo. Los colimadores en general, mejoran la resolución mediante la exclusión de dispersión.⁹

La pérdida de resolución puede ser difícil de detectar, fundamentalmente si las trabas que la ocasionan aparecen paulatinamente con el transcurso del tiempo. Por ello, resulta importante reconocer por qué ocurre esto y tomar algunas medidas para apartar algunas potenciales fuentes de error. Una pérdida de resolución se puede visualizar como una imagen borrosa, con escaso contraste y falta de detalle. Claro está que la resolución es algo que puede cuantificarse. La medida de la resolución en SPECT es importante, pues muestra una buena verificación sobre el desempeño general del sistema, además de ser fácil de realizar.

Entre las causas que podrían ocasionar la pérdida de resolución en la imagen reconstruida se encuentran:

- Elección de parámetros: cierto número de elementos que contribuyen a mantener una buena resolución están directamente bajo su control. Esto incluye la elección de la matriz y del número de ángulos a usar.
- Radio de rotación: probablemente, el motivo más común para obtener estudios de baja resolución tomográfica es la posición del detector de la

cámara durante la rotación. Como siempre, la resolución de la cámara depende especialmente del colimador y se degrada con la distancia respecto al paciente. Por ello, es muy importante mantener una mínima distancia del paciente en todos los ángulos, no importa cuán difícil parezca esto a veces.

- Parámetros del filtro: los parámetros usados para el filtro de reconstrucción tendrán influencia sobre la resolución de la imagen final.
- Movimiento: algunos tipos de movimiento resultarán en datos que no se podrán visualizar con nitidez; por ejemplo, debido a que el corazón se contrae y dilata en cada ciclo, existe un movimiento continuo de las paredes cardíacas y el efecto es la borrosidad de la imagen cardíaca.
- Centro de rotación (COR): una causa importante de pérdida de resolución que en general puede ser corregida, es el error en el centro de rotación. A medida que la cámara gira alrededor del paciente, se asume que el centro de la imagen registrada se corresponde exactamente con el eje alrededor del cual rota el detector. Si el COR está alineado con el centro de la matriz de adquisición, entonces este punto central estará correctamente alineado en todos los ángulos a medida que la cámara gira. El resultado es que cada uno de los puntos de actividad serán correctamente reconstruidos como un solo punto. Pero si el COR no está correctamente alineado con el centro de la matriz, durante la retroproyección el valor central será proyectado en puntos diferentes dependiendo del ángulo, arrojando como resultado que cada punto de actividad ya no será reconstruido como un punto único; en lugar de ello, se formará un pequeño círculo. Cada punto de la imagen experimentará el mismo efecto, es decir que todos los puntos estarán igualmente borrosos con un efecto global que será la pérdida de resolución de la imagen en su totalidad.¹⁰

SEÑAL: La señal está formada por los fotones provenientes de las estructuras donde se acumula el radiofármaco. Son fotones no degradados. Estos fotones son los que conforman la imagen verdadera.¹¹

Es la detección de aquellos fotones cuya energía está dentro de la ventana de energía seleccionada, centrada en 140 KeV (la energía media del ^{99m}Tc) con una amplitud del 20% de la anchura total del fotopico.¹²

En los estudios de SPECT entre el 20 y el 50% de las cuentas detectadas en una ventana energética del 20% se debe a radiación dispersa (Efecto Compton).¹³

FONDO: El fondo está constituido por el radiofármaco presente en la sangre y toda área corporal que no concentre el radiofármaco, así como los fotones dispersos que entran dentro de la ventana energética elegida. Los primeros factores, disminuyen el contraste de la imagen. Los fotones dispersos, disminuyen la resolución.¹¹

La dispersión consiste en la inclusión de fotones que han sido desviados de su dirección original antes de haber llegado al detector. La inclusión de estos fotones supone una contaminación en la imagen, ya que se incluye información correspondiente a otra posición. Este fenómeno depende de las interacciones de la materia dentro del cuerpo o en el propio detector, así como también del material y espesor de los tejidos atravesados por los fotones.¹⁴

La cámara gamma como sistema físico no está libre del ruido, lo cual afecta a su respuesta espacial. Este ruido puede ser estructurado o aleatorio: el primero está asociado a transiciones no aleatorias de la tasa de cuentas superpuestas a las zonas de interés en el órgano en estudio, que interfieren la percepción de estas últimas (fondo radiactivo, no uniformidades del detector, movimientos del paciente, etc.), mientras que el segundo se debe a la naturaleza estadística de la desintegración radiactiva y al proceso mismo de formación de la imagen, estando directamente relacionado con el número de cuentas/pixel o densidad

de cuentas. Por esta razón, depende de factores tales como la actividad inyectada al paciente y el tiempo de adquisición de las imágenes.¹⁵

ATENUACIÓN: La atenuación es un proceso que afecta la calidad de cada imagen obtenida, y se origina cuando la radiación atraviesa la materia e interactúa con ella, es decir que cuando la radiación electromagnética choca con la materia, parte de su energía se absorbe y parte es desviada sin depositar energía de manera que se difunde. La suma de ambos procesos forma la atenuación, que es la pérdida de energía total del haz incidente.

En los tejidos biológicos, la principal interacción es la dispersión Compton, con la cual se pierde energía que se transfiere a la materia circundante, lo cual tiene como efecto que parte de la radiación sea desviada o completamente atenuada. El resultado de la atenuación es que las estructuras profundas aparentarán tener menos cuentas que las estructuras superficiales, ya que la radiación emitida por ellas sufre mayor interacción con la materia que se interpone con el detector.¹⁶

Los fotones interactúan con los átomos del material irradiado, cada tipo de interacción con electrones o nucleones da lugar a una forma distinta de atenuación, cuya probabilidad y frecuencia depende de las características de la radiación incidente y del átomo irradiado. La interacción de los fotones con electrones permite la presencia de tres fenómenos: efecto fotoeléctrico, efecto Compton y difusión de Rayleigh. La interacción de los núcleos o el efecto fotoeléctrico produce difusión de Thomson, creación de pares y efecto fotonuclear. Los efectos Compton y Rayleigh generan interacciones elásticas con el material, sin transferencia de energía, por lo que su contribución a la atenuación es muy pequeña. El efecto fotonuclear se produce cuando un fotón de alta energía (8-10 MeV) produce la desintegración del núcleo y la emisión de una partícula (neutrón); incluso para energías superiores a 30 MeV es un proceso de baja probabilidad en los tejidos biológicos. Cuando se produce la interacción de cualquier fotón con la materia, la probabilidad de que se desencadene alguno de los tres fenómenos (efecto fotoeléctrico, efecto Compton, y difusión de Rayleigh) depende de la naturaleza del absorbente, y

de la energía incidente. En la mayoría de los casos en el fenómeno de atenuación intervienen los tres factores en mayor o menor proporción. La absorción debida al efecto fotoeléctrico es dependiente del absorbente, las radiaciones que lo producen son útiles para el diagnóstico al poder diferenciar la evaluación de la actividad osteoblástica en la interfase de implantes dentarios con diferentes superficies mediante gammagrafía ósea con Tc99 HMDF. Mientras que el efecto Compton, al no depender de la Z en el rango de 1 y 5 MeV, es usado en Radioterapia. El coeficiente de atenuación (másico, lineal, etc.) global de un elemento será la suma de los coeficientes de atenuación debidos a cada uno de los efectos descritos. En cualquier caso, el resultado de esta interacción es siempre una transferencia total o parcial de la energía de la radiación. La transferencia de energía origina ionizaciones y excitaciones susceptibles de producir alteraciones más o menos irreversibles en las moléculas biológicas. Los cambios irreversibles en la molécula de DNA, conducen en general a incapacidad de división, y por tanto a muerte celular. Si hay impactos limitados pero no reparables, se pueden producir mutaciones transmisibles en algunos casos. La acción de destrucción celular o tisular de las radiaciones depende tanto de la cantidad de energía depositada en el tejido como del tipo de distribución de esa energía. Las radiaciones corpusculares β^+ y β^- transfieren rápidamente la totalidad de su energía cinética a la materia y la absorción de esa energía produce una acción biológica importante. Las radiaciones γ tienen interacciones aleatorias con la materia, a la que sólo se transfiere una parte de la energía del haz, y en los tejidos la densidad de la energía depositada es pequeña.¹⁷

RELACIÓN DE SEÑAL/FONDO: Una buena imagen posee una alta señal y un bajo fondo.¹¹

La calidad de imagen y claridad refieren generalmente al grado de visibilidad de información relevante en una imagen. La evaluación de la calidad de imagen puede hacerse subjetiva u objetivamente. Puede implicar la detección (observadores humanos) o tareas de estimación (uso de modelos matemáticos). El ruido de la imagen es uno de los parámetros físicos

fundamentales (resolución espacial, contraste y ruido) para la tarea de estimación. También se complica en las imágenes tomográficas porque es una función tanto de la reconstrucción y el método de los datos de proyección utilizadas para crear la imagen.

Para estudiar las propiedades de ruido de métodos iterativos de reconstrucción, la medición de perfiles en la imagen sirve como índice de calidad de imagen.

MEDICIÓN DE PERFILES: Es un parámetro que caracteriza la resolución espacial en forma cuantitativa: La resolución espacial se determina midiendo el Ancho a Mitad de Altura (FWHM) de la función de dispersión lineal de la respuesta del detector (perfil de cuentas de la imagen de una fuente de actividad lineal o puntual). La relación entre la resolución tomográfica y la resolución planar es un indicador útil para verificar si existe degradación de la resolución en SPECT. Si esto se comprueba, deben realizarse otras pruebas para deducir la causa de la pérdida de resolución.¹⁸

Asimismo, se puede presentar problemas en la adquisición de SPECT que pueden provocar un error identificable en la reconstrucción y no una pérdida general de resolución. Hasta cierto punto, estos errores son más identificables, aunque a veces el efecto puede ser pequeño y pasar inadvertido. Algunos artefactos posibles:

- Defectos de uniformidad: posiblemente, el defecto más comúnmente encontrado es el artefacto en anillo debido a pobre uniformidad del detector. Si en cierto punto del detector existe un defecto localizado de uniformidad como un mayor o menor número de cuentas comparado con otras partes del campo, entonces las cuentas registradas en las proyecciones serán mayores o menores en esa posición. Luego de la reconstrucción, el resultado será un círculo visible alrededor del centro de rotación. Puntos importantes: a medida que el defecto se aproxima al centro del detector, el radio del defecto será menor; pero el defecto será más intenso. El artefacto en anillo puede estar centrado alrededor del centro de rotación pero puede no aparecer en el centro de la imagen si

se utiliza un zoom sobre una parte del campo, como suele hacerse en SPECT cardíaco. En un estudio de 180° el artefacto será un semicírculo y no un círculo completo.

- Áreas de mayor actividad: Si existe una zona particularmente caliente en los datos adquiridos, puede tener uno de los dos siguientes efectos: con frecuencia, en la imagen reconstruida se pueden ver las bandas de retroproyección, las que pueden ser especialmente pronunciadas cerca de las estructuras calientes. No obstante, puede ocurrir un efecto menos común: cuando se aplica el filtrado, se puede producir un efecto “anillado” en el límite entre las estructuras con mayor y con menor actividad. Este efecto dependerá de los parámetros usados para el filtro de suavizado, pero de hecho introduce un área hipocaptante (fría) inmediatamente adyacente a las estructuras calientes. El resultado es particularmente peligroso porque virtualmente es capaz de “barrer” toda actividad ubicada cerca de la estructura caliente. Ha sido reportado en estudios de SPECT óseo en referencia a la pelvis por la presencia de la vejiga, en la columna por la actividad renal cercana, y en estudios cardíacos por la actividad hepática o intestinal. Este efecto es realmente lo opuesto a lo que cabría esperar debido a una estructura caliente y por eso puede ser desconcertante. Una manera de ver si se produce un artefacto por este motivo, es aumentar la frecuencia de corte del filtro: esto resultará en una imagen más ruidosa, pero el efecto “anillado” debería atenuarse. Esto es importante para el médico, ya que la imagen que deberá interpretar puede no ser correcta.
- Movimiento: aunque el movimiento puede ocasionar pérdida de resolución (p.ej. el corazón latiendo), cuando se produce el movimiento del paciente durante la adquisición de la imagen puede resultar artefactos de difícil reconocimiento. Por consiguiente es importante que el paciente sea colocado en la posición más cómoda posible y se mantenga quieto durante la adquisición. Cada estudio debe ser revisado para verificar posible movimiento observando los datos adquiridos en modo cine. Si se detecta movimiento significativo, la adquisición debería

ser repetida. Los artefactos de movimiento pueden adoptar diferentes formas, lo que hace difícil reconocer el defecto en el estudio reconstruido. Existen, sin embargo, algunos signos sospechosos en algunos tipos de estudio en particular.

- Datos incorrectos o perdidos: A veces pueden ocurrir problemas durante la transferencia de imágenes adquiridas a la computadora (proyecciones) antes de la reconstrucción. Una o más proyecciones pueden perderse o contener errores (información equivocada). Cuando ocurre esto, se pueden producir artefactos en la imagen final reconstruida. Durante la observación en modo cine para verificar si hubo movimiento del paciente, este problema puede ser fácilmente detectado ya que en medio de la secuencia puede haber una imagen totalmente en blanco, una imagen desviada. Esta situación debe ser reparada o adquirir nuevamente el estudio. Si sólo hay una imagen incorrecta, se puede suplantar por el promedio de las imágenes vecinas y esto funciona razonablemente bien. Sin embargo, este método de corrección puede no estar disponible.¹⁰

2.2.3. SPECT

La tomografía es usada para estudiar la anatomía (como en el caso de la Tomografía Computada “TC” y la Resonancia Magnética “RM”) o los aspectos funcionales (como en el caso del SPECT y de la Tomografía por Emisión de Positrones “PET”). La teoría de la reconstrucción tomográfica se emplea de forma similar a la TC, RM, SPECT y PET, con pequeñas diferencias. La única divergencia existente entre SPECT y PET es que el primero utiliza radionúclidos emisores de fotón simple, es decir emite rayos gamma normales como el tecnecio-99m, en cambio el PET emplea radionúclidos emisores de positrones (lo cual implica detección simultánea de 2 rayos gama por parte de 2 detectores opuestos). Asimismo., la diferencia entre el SPECT y el TC, es que en el TC las imágenes se producen al registrar fotones transmitidos a través del

cuerpo, mientras que en el SPECT los fotones son emitidos por el cuerpo del paciente.

Se han registrado tres fundamentos por los que el SPECT es atractivo comparado a las imágenes planares.

- En una imagen planar, la actividad fuera del órgano de interés se superpone a éste, reduciendo el contraste visible, a diferencia de una imagen transversal reconstruida, donde la distribución de actividad en el órgano se aprecia en forma separada de la actividad de fondo circundante, de modo que el contraste mejora significativamente.
- Se obtendrán datos tridimensionales, gracias a la información que las imágenes tomográficas distribuyen acerca de la actividad en el interior del cuerpo. En muchas oportunidades, la observación de imágenes tridimensionales puede ayudar a ilustrar la relación existente entre diferentes estructuras y realmente mejorar la interpretación del estudio.
- Si se corrigen varias fuentes de error, las imágenes de SPECT pueden simbolizar la distribución de actividad en el cuerpo en cantidad de actividad por unidad de volumen. Esta cuantificación absoluta puede ser de gran utilidad para medir parámetros funcionales y también para estimar la dosis absorbida de radiación en un órgano específico o en un tumor.

Para obtener un estudio de SPECT, se hace rotar una cámara gama convencional alrededor del paciente, registrando una imagen en cada paso angular. La cámara simplemente se mueve alrededor del paciente tomando imágenes estáticas desde diferentes ángulos. Estas imágenes se conocen como proyecciones, pues son formadas por la proyección en la matriz de los fotones provenientes del paciente.

La dosis del radiofármaco inyectado usualmente se distribuye en todo el paciente y una imagen estática habitual proporciona una imagen donde la información se encuentra superpuesta; se puede ver la actividad proveniente de diferentes profundidades pero no es posible determinar la ubicación exacta

de cada punto. De hecho, parte de la actividad está “oculta” tras otras estructuras, en realidad lo que se pierde por la superposición de estructuras es el contraste, ya que los rayos gamma de los sectores profundos de todos modos alcanzan el detector en su mayor parte.

Como en las imágenes planares, el tamaño de la matriz debe ser tal que no se pierda la resolución presente en el sistema. En una imagen planar debemos asegurarnos que la matriz elegida resulte en un tamaño de pixel que no supere la mitad de la resolución esperada de la cámara, o sea que el FWHM “Full Width at Half Maximum” debe estar representado por 2 píxeles. Si existieran menos de 2 píxeles, se perderá resolución y habrá posibilidad de generación de artefactos por el efecto de muestreo (aliasing).

En SPECT podemos utilizar argumentos similares. En este caso, la regla general es que el tamaño de la matriz sea lo suficientemente grande, de modo que haya 2,5 píxeles por FWHM. Se necesitan algunos píxeles más por distancia de resolución que en estudios planares: esto es porque la resolución de la imagen reconstruida termina siendo un promedio de la resolución de la cámara, que varía constantemente durante la rotación al cambiar la distancia entre el detector y el paciente.

La principal consideración en un estudio de SPECT es la adquisición de los mejores datos posibles. Esto implica adquirir el mayor número posible de cuentas, pero durante el menor tiempo posible a fin de asegurar que el paciente no se mueva. La probabilidad que el paciente se mueva dependerá del tipo de estudio que se obtenga.¹⁰

SPECT OSEO: Es aquel que permite obtener imágenes tomográficas tridimensionales de la distribución de un radiofármaco en el esqueleto.

Su uso está indicado para: dolor dorsal o lumbar con estudio radiológico y gamagrafía ósea planar normal o dudosa; evaluación del cóndilo y la articulación témporomandibular, diagnóstico de necrosis avascular (cadera, rodilla u otros); ubicación topográfica de lesiones vistas en imágenes planares,

diagnóstico de secuelas de traumatismos fisarios, y evaluación de dolor en rodilla con imagen planar dudosa.

El paciente tiene que estar preparado al momento de la realización del procedimiento, por lo que se debe cumplir con lo siguiente: Hidratación adecuada entre el momento de inyección y el inicio del estudio (2 litros de líquido en 2-3 horas, si es posible), micción pre-adquisición, retiro de objetos que puedan provocar atenuación, explicación detallada del procedimiento al paciente, padres y/o acompañantes; investigar necesidad de sedación, restricción del movimiento en niños y consignar aquella información relevante para la realización e interpretación del estudio como datos clínicos, otros estudios imagenológicos (Rayos X "Rx", TC, RM), medicamentos en uso, radio y/o quimioterapia previas, cirugías, etc.

El radiofármaco a utilizar para el SPECT óseo es el Tc99m-MDP u otros difosfonatos, siendo la dosis para los adultos de 925-1110 MBq (25-30 mCi) y para los niños de 10 MBq/kg (370 μ Ci/kg), la vía de administración es la endovenosa, el tiempo de inyección /adquisición es de 2-4 horas.

Para la adquisición de imágenes se necesita de:

- Cámara: Analizador de pulsos con ventana de 20% centrada en fotopico de 140 keV. Las cámaras multidetectores son preferibles al permitir disminuir el tiempo de adquisición.
- Colimador: Alta resolución, baja energía.
- Posicionamiento del paciente: En decúbito dorsal o ventral, inmóvil, miembros superiores fuera del campo de imagen.
- Radio de rotación: El menor posible.
- Matriz y zoom: Matriz 128 x 128 sin magnificación ó 64 x 64 con magnificación
- Órbita: Órbita circular, elíptica o autocontorno. Rotación de 360 grados.

- Número de pasos y tiempo por proyección: Número de pasos angulares: 32-64 para 180 grados y 64-128 para 360 grados. Tiempo por paso: 20 a 40 segundos.¹⁹

2.2.4. METODO DE RECONSTRUCCIÓN ITERATIVO

Es un método de reconstrucción alternativo que se está utilizando de manera más frecuente en los sistemas comerciales. Existen varios métodos para realizar una reconstrucción iterativa pero todos presentan un fundamento similar. Probablemente el método que por lo general se usa es el de reconstrucción por la máxima probabilidad, también llamada reconstrucción Expectation Maximization “EM” u OSEM (estas siglas se refieren a métodos específicos). Se entiende por proceso iterativo al paso de repetir un acto realizando pequeños ajustes en base a la apreciación del problema. Típicamente, el proceso se acerca cada vez más a la solución a medida que se suceden los intentos.

El programa de reconstrucción iterativa utiliza la diferencia entre la proyección realmente medida y la proyección estimada para alterar la distribución de modo tal que se aproxime a la distribución correcta. Cuando alguien logra una solución correcta, la diferencia entre las proyecciones estimadas y las reales idealmente será igual a 0, o al menos muy pequeña. La totalidad del proceso se repite usando la diferencia entre las proyecciones estimadas y las reales para alterar el valor en cada iteración. La reconstrucción iterativa involucra dos pasos: la retroproyección y el proceso opuesto de intentar estimar las proyecciones a partir de la reconstrucción de un objeto. Este proceso opuesto se conoce como forward projection. Podemos inmediatamente ver que, si deseamos estimar con certeza lo que mediría la cámara gamma con un paciente dado inyectado y colocado frente al detector, necesitamos estimar entonces lo que ocurre exactamente a los rayos gamma al atravesar el tejido (incluyendo su atenuación). Suponiendo que conocemos la atenuación en cada pixel, puede calcularse la atenuación exacta a lo largo de cada recorrido. Por tanto, la atenuación puede ser incluida en el paso de forward projection así

como en el paso de retroproyección. Al contrario de la retroproyección filtrada, donde el filtro se aplica para corregir errores, la reconstrucción iterativa convergerá a una estimación razonable de la distribución de actividad suponiendo que se incluye una medida razonablemente exacta de la atenuación. De hecho pueden ser incluidos otros factores tales como la radiación dispersa o los efectos del colimador. En conjunto, los pasos de la reconstrucción iterativa son los siguientes:

1. Realizar una estimación inicial de la distribución de actividad (a menudo la imagen inicial es completamente uniforme).
2. Utilizando esta estimación aplicar la forward projection para calcular lo que serían las proyecciones que generan esta distribución.
3. Comparar las proyecciones estimadas con las proyecciones actuales medidas por la cámara gamma.
4. Usar la diferencia entre las proyecciones estimadas y las reales para alterar la estimación previa (usualmente involucrando una retroproyección).
5. Regresar al paso 2 y continuar hasta que la diferencia en el paso 3 sea muy pequeña.

Es importante tener en cuenta lo siguiente acerca de la reconstrucción iterativa:

- No es necesario aplicar filtro alguno para alcanzar la solución, a pesar de que frecuentemente se usa un filtro suavizado para controlar el ruido.
- Es relativamente fácil incorporar más información detallada acerca de la atenuación u otros factores físicos; esto en cambio es difícil usando la retroproyección filtrada.
- Una desventaja de la reconstrucción iterativa es que toma varias iteraciones alcanzar una solución aceptable. Cada iteración toma al menos tanto tiempo como una retroproyección filtrada; por tanto la reconstrucción iterativa es mucho más lenta que la retroproyección

filtrada. Con computadoras rápidas y programas eficientes de reconstrucción, este hecho ya no se considera un problema importante.

- Una ventaja de la reconstrucción iterativa tal como el método de la máxima probabilidad es que la imagen final tiene una apariencia con diferente ruido, el cual está reducido en áreas con bajas cuentas y virtualmente sin artefactos en estrella. Por tanto, las imágenes son de buena calidad para muchas de las aplicaciones clínicas. La reconstrucción iterativa es diferente que la retroproyección filtrada, ya que no necesariamente debemos aplicar un filtro para controlar el ruido. Necesitamos comprender que ocurre durante la reconstrucción de modo que podamos escoger un punto apropiado para detener el proceso iterativo. A medida que aumenta el número de iteraciones, la imagen se ve más detallada pero también más ruidosa. El efecto es parecido al obtenido cuando se incrementa la frecuencia de corte de un filtro de suavizado.

Existen dos alternativas para controlar el tipo de imagen que obtendremos en una situación clínica: una es detener el proceso iterativo luego de un número relativamente pequeño de iteraciones, en un punto en que la imagen se vea razonablemente detallada y el ruido razonablemente controlado (por ejemplo 15 – 20 iteraciones).

Otra alternativa es realizar un gran número de iteraciones usando para todos los estudios un cierto número fijo de ellas y luego aplicar un filtro de suavizado post reconstrucción, escogiendo una frecuencia de corte apropiada.¹⁰

OSEM: Significa por sus siglas a Subconjuntos Ordenados de Maximización Expectativa (OSEM), el cual se introdujo en 1994 para reducir el tiempo de reconstrucción de Maximum Likelihood - Expectation Maximization (ML-EM) convencional. El OSEM proporciona una aceleración orden de magnitud sobre EM en problemas ML. Las imágenes reconstruidas se ven bien después de sólo unas pocas iteraciones. Este proceso se implementa modificando

ligeramente el algoritmo EM bien conocida y se implementa fácilmente con cualquier tipo de modelo del sistema.

A diferencia de ML-EM utiliza todos los datos salientes a la actualización de los datos de imagen, los datos de los grupos de proyección OSEM en una secuencia ordenada de subconjuntos (o bloques) y los procesos progresivamente de cada subconjunto de las proyecciones en cada proceso de iteración. Cada subgrupo actualiza toda la intensidad de la imagen de datos y los datos de intensidad de la imagen se actualiza K veces cuando todos los datos salientes se utilizan (asumen hay K subconjuntos), y esto se llama un paso. Los datos de imagen se actualizan una vez en cada iteración paso del ML-EM, pero K veces en la OSEM. En este caso el algoritmo de OSEM proporciona una aceleración orden de magnitud por encima del algoritmo estándar ML-EM. Pero como el problema de la inestabilidad inherente de ML-EM, sigue siendo un algoritmo de medio-convergencia, y cuanto más la exaltación de la velocidad se exige. Por lo tanto, reduciendo el tiempo de reconstrucción y mantenimiento de la calidad es la principal dirección del estudio OSEM.

Se utiliza como un esquema de iniciativa, el FBP es aceptable, aun su debilidad de la cantidad de reconstrucción. Eso porque FBP gasta tanto tiempo como un paso iteración del OSEM, pero la calidad de la reconstrucción, en comparación con la primera iteración OSEM, se ha mejorado en gran medida. Para aceptar la velocidad de la reconstrucción más rápida en la profase, el pre proceso de los datos con FBP. Y después de que el algoritmo de OSEM, se propone el método de suavidad para mejorar la velocidad y calidad de la reconstrucción. Debido a que la emisión causada por órganos infectados tales como la grasa y el músculo, ocupa la parte principal de la imagen de reconstrucción, y la distribución de ellos son por lo general lisa. Contrastivamente, la intensidad del radionúclido contenida en diferentes órganos se cambia en gran medida, especialmente en el foco de infección que por lo general se expresa como punto singular en comparación con la organización normal. Asumimos la

composición de la distribución de imágenes es algunos puntos singulares y un fondo continuo.

Esta ligera modificación del ML-EM utiliza subconjuntos de los establecidos para cada actualización de la imagen en la forma en que la retroproyección pasos suma sobre sólo las proyecciones en subconjunto S_b de un total de subconjuntos B de datos enteros.

El coeficiente de correlación se utiliza generalmente para medir la similitud entre las imágenes fuente y una reconstruida. Durante un conjunto ilimitado de imágenes, la medición de coeficiente de correlación no se relaciona de forma fiable con la valoración humana de las imágenes. Sin embargo, por diferentes instancias derivadas de una única imagen de la verdad, estas medidas de calidad proporcionan una comparación útil de los algoritmos, aunque la diferencia es imperceptible o apenas perceptible, ya que una imagen superior admitirá una clase más grande de las manipulaciones de imagen como realce de bordes, segmentación, y otras operaciones que son sensibles al ruido que un experto humano puede tolerar.

Con el fin de comparar dos algoritmos de reconstrucción, necesitamos saber qué mejor reconstruye la imagen "verdadera". Para las imágenes clínicas, como la verdad no está normalmente disponible, y por lo tanto tenemos que recurrir a simulaciones.

Hay muchos enfoques para dividir el espacio de proyección en subconjuntos. La mayoría de los enfoques utilizan subconjuntos no superpuestos (contienen B subconjuntos, cada uno con proyecciones M / B). Un enfoque común divide las proyecciones en conjuntos con diferentes puntos de vista, o ángulos azimutales. Por ejemplo, suponemos que sólo recogemos las proyecciones del objeto en el ángulo de 0° , 23° , 45° y 68° . Si dividimos estas proyecciones en 2 subgrupos, nos colocaríamos las proyecciones en ángulo de 0° y 45° en un subconjunto y la proyecciones a 23° y 68° en el otro subgrupo. A continuación, se aplica el algoritmo ML-EM con las proyecciones de subgrupo 1 y obtenemos una estimación imagen.^{20, 21, 22}

SUBCONJUNTOS: En OSEM los datos de proyección se dividen en subconjuntos ordenados. Cada subconjunto contiene un número igual de proyecciones. Como un ejemplo, si una adquisición SPECT contiene proyecciones de 60 ángulos, un paso del algoritmo ML-EM requiere proyecciones hacia adelante bajo 60 ángulos. En OSEM los datos pueden ser divididos en, por ejemplo, 6 subgrupos de 10 ángulos, por lo que un paso de iteración sólo requiere proyecciones a futuro de 10 ángulos diferentes.²³

NUMERO DE ITERACIONES: El proceso de repetir un acto realizando pequeños ajustes en base a la apreciación del problema es lo que se conoce como un proceso iterativo. La iteración procede por el uso de diferentes proyecciones en cada subconjunto subsiguiente hasta se utilizan todas las proyecciones.

Cuando el número de iteraciones aumenta la probabilidad aumenta, proporcionando una estimación que es más probable que estar cerca de la verdadera distribución objeto teóricamente. En la práctica, sin embargo, la imagen llega a una calidad visual óptima en lo general alrededor de 16 iteraciones y, en ausencia de cualquier restricción de ruido, aparece cada vez más ruidosa en mayor número de iteraciones.²³

2.2.5. EQUIPO DE MEDICINA NUCLEAR

Si el objetivo de la Medicina nuclear diagnóstica es conocer la cantidad y distribución de un radionúclido en un órgano en un cierto momento o durante algún tiempo, se debe detectar la radiación y emitida por el radionúclido localizado en dicho órgano suponiendo que la intensidad de la radiación detectada en cada punto será proporcional a la actividad del radionúclido presente en cada punto. Los avances en la tecnología de detectores, han llevado al progreso de las técnicas cintigráficas, que son las que permitirán obtener una imagen de la distribución del emisor gamma.¹⁷

EL CRISTAL DE CENTELLEO: Es el detector más utilizado en Medicina nuclear sensible a la radiación y, si bien presenta el inconveniente de su elevado coste que encarece los equipos diagnósticos utilizados. Junto a él se acopla un tubo fotomultiplicador, y la corriente eléctrica de salida conduce a un analizador de impulsos y a los equipos de registro gráfico o a una computadora.

Los cristales de centelleo constituyen cristales de yoduro sódico activados que se presentan normalmente en tamaños estándar de 2 a 5 pulgadas de diámetro (entre 5 a 12,5 cm). Se trata de crear impurezas dentro del cristal que permitan a los átomos que lo integran adquirir estados de energía elevada. El funcionamiento de este cristal se fundamenta en que cuando el fotón y incide en él, su energía queda absorbida por los electrones orbitales de los átomos del cristal, que pasan a una órbita superior, más externa y, por tanto, con más energía. Inmediatamente (la pausa es de millonésimas de segundo), los electrones excitados vuelven a su posición previa, emitiendo el exceso de energía tomada del fotón y en forma de luz visible. Puede señalarse, que el cristal de centelleo actúa como un transductor que convierte la energía y incidente en destellos de luz visible. Pero lo que resulta de mayor interés en toda esta transformación energética es que la intensidad del destello luminoso es proporcional a la energía del fotón y excitador del cristal.¹⁷

TUBO FOTOMULTIPLICADOR: Contiguo al cristal de centelleo se encuentra íntimamente conectado el tubo fotomultiplicador, el cual se trata de un tubo de vacío que presenta en el extremo el llamado fotocátodo, que es una placa metálica recubierta de un metal alcalino que tiene la propiedad de emitir electrones cuando sobre él incide un fotón. El fotocátodo es un segundo transductor que transforma la energía luminosa en emisión de electrones. A continuación hay una serie de electrodos (dínodos) situados de forma que la incidencia de electrones sobre ellos crea una emisión de electrones adicionales. De esta forma, el impulso inicial se va reforzando en intensidad de modo que por cada electrón emitido por el fotocátodo se recogen miles de electrones a la salida del tubo fotomultiplicador. Es relevante saber que la

longitud de cada impulso electrónico obtenido a la salida del tubo fotomultiplicador sigue siendo proporcional a la energía y número de electrones iniciales emitidos por el fotocátodo, que a su vez lo son de la intensidad de la luz visible incidente, que también lo era de la energía de la radiación y incidente al cristal. Se sigue cumpliendo la proporcionalidad entre la energía de la radiación incidente y la amplitud de los impulsos eléctricos de salida. Este impulso de salida deberá ser amplificado electrónicamente y conducido a los módulos de identificación y registro.¹⁷

COLIMADOR: Para tener la seguridad de que se capta la actividad de la zona que queremos estudiar, se coloca delante del cristal de centelleo un dispositivo llamado colimador, que está confeccionado con un material de peso atómico muy elevado y, por tanto, muy absorbente de la radiación, que presenta unos orificios cuya forma está en función del carácter y tipo de exploración al que se destina. Los colimadores más utilizados son el colimador “pinhole” y el colimador multicanal. El colimador “pinhole” tiene sólo un pequeño orificio situado frente al detector y presenta buena resolución espacial para objetos cercanos a la abertura. El colimador multicanal se emplea para detectar separadamente la radiación que se produce en cada uno de los puntos de una zona amplia. Para cada grupo de canales deberá ir conectado a un tubo fotomultiplicador diferente para identificar por separado la radiación que recibe en cada zona. El incremento del número de tabiques del colimador permite diferenciar con mayor claridad la radiación correspondiente a zonas más pequeñas del campo explorado, distinguiendo dos puntos emisores próximos, es decir, aumenta la resolución del tubo, pero, por otra parte, hace disminuir la superficie útil del cristal de centelleo, con lo cual, al producirse menos destellos en su interior disminuye la sensibilidad del tubo, es decir, aumenta el valor de la mínima intensidad de radiación que el tubo puede detectar. Si se aumenta la sensibilidad del colimador y se disminuye al máximo la distancia entre la apertura de éste y el paciente, las imágenes obtenidas serán de mayor calidad y con más definición.¹⁷

ANALIZADOR DE AMPLITUD. CONTADOR DE IMPULSOS: El detector y el fotomultiplicador, con su amplificador, proporcionan una corriente eléctrica de impulsos cuya amplitud es proporcional a la energía de la radiación incidente y a la intensidad de la radiación y, por lo tanto, a la actividad del radionúclido en el punto analizado. Esta serie de impulsos corresponden a las energías de todas las reacciones llegadas al cristal de centelleo. Electrónicamente se puede conseguir que sólo pasen los módulos de las radiaciones cuya energía se sitúe entre un máximo y un mínimo prefijado. Esta función es la que realiza el llamado analizador de amplitud o analizador de impulsos. Ambos límites, superior e inferior, constituyen la llamada “ventana”, porque sólo las radiaciones de energía situada entre estos límites podría seguir el circuito, mientras que las demás quedarían eliminadas. El mecanismo del analizador incluye: los impulsos eléctricos pasan la entrada, por un discriminador de nivel inferior, que actúa según la ley del todo o nada, eliminando el impulso de amplitud inferior al marcado y dejando pasar los de energía superior. Pero a continuación los impulsos deben pasar al discriminador superior, que funciona a la inversa que el anterior, dejando pasar los impulsos de energía inferior al fijado, pero no los de energía superior. Estos dos discriminadores actúan conjuntamente, constituyendo el analizador de altura de impulsos ya comentado anteriormente y son pieza fundamental de la aparatología de Medicina nuclear. Para identificar la radiación emitida por un determinado radionúclido se ajustará la ventana, en sus niveles superior e inferior, de modo que incluya la energía correspondiente a la radiación emitida con lo que quedarán eliminadas las energías correspondientes a otros radionúclidos contaminantes o de empleo conjunto. Este ajuste se produce automáticamente, ya que la mayoría de los aparatos de Medicina nuclear diagnóstica llevan programadas las energías superior e inferior correspondientes a la ventana de los radionúclidos de uso más frecuente y así el analizador adopta los valores necesarios para captar sólo el radionúclido empleado en el examen. Seleccionada ya la radiación que se ha de estudiar por medio del analizador de amplitud, la forma de cuantificar su intensidad es mediante el contador de impulsos, que nos expresará la cantidad de impulsos producidos durante cierto

tiempo procedente de la zona del organismo que enfoca el cristal de centelleo. Si para el análisis sólo se requiere el número de impulsos emitidos por una zona orgánica concreta pueden utilizarse pequeñas unidades que dan el número de impulsos en un tiempo prefijado o bien el tiempo necesario para alcanzar un número de cuentas preestablecido. Estas unidades se emplean mucho en el estudio de la captación tiroidea, obteniéndose el número de cuentas registradas en un tiempo, por ejemplo en un minuto, y a partir de aquí deducir la capacidad de captación de yodo por la glándula. Un tipo especial de contador es el denominado contador de cuerpo entero con el que se estudia la radiactividad total existente en el organismo humano tanto cualitativamente (identificando el radionúclido emisor), como cuantitativamente (expresando la cantidad de radiación emitida por cada uno de los radionúclidos analizados). El aparato se caracteriza por poseer un cristal de centelleo de gran espesor que presenta una gran sensibilidad. La cámara donde se efectúa la medición debe tener una estructura especial, para asegurar que la radiactividad ambiental sea prácticamente nula. Por eso se sugirió, que el blindaje debe construirse con láminas de acero hasta obtener un espesor de 20cm proveniente del desguace de barcos contruidos antes de 1945, puesto que el acero fundido a partir de esta fecha ya tiene contaminación radiactiva procedente de las explosiones atómicas que se iniciaron a partir de dicho año.¹⁷

GAMMACÁMARA: Otra forma de registrar el resultado de una exploración de Medicina nuclear, aparte del número de cuentas, es la expresión gráfica de alguna de estas variables: - El ritmo de desaparición del radiofármaco de la sangre (aclaramiento o "clearance"). - El ritmo de acumulación y excreción del radiofármaco en un órgano. - El ritmo de paso del radiofármaco por un órgano. La gammacámara es también una unidad que permite el estudio de la distribución del radiofármaco en una zona del organismo. Consta en este caso de un cristal de centelleo, que puede tener hasta 10-12 pulgadas de diámetro y 1,3 cm de espesor y en la parte dirigida al paciente se coloca un colimador. Detrás del cristal existen una serie de fotomultiplicadores y un analizador dotados de un sistema electrónico que tiene a su salida un osciloscopio de rayos catódicos (TV) con pantalla de persistencia o de memoria.

En la gammacámara la corriente de salida de todos los tubos fotomultiplicadores pasa por un sistema electrónico que transforma la información recibida de todo el órgano extrapolable en cinco únicas indicaciones. Cuatro se refieren a la colocación del punto en un sistema de coordenadas y por tanto transmiten los valores en un eje x/y, y el quinto, obtenido al sumar intensidades de la corriente proveniente de los tubos fotomultiplicadores que indicarán la intensidad final del impulso a su paso por el osciloscopio de rayos catódicos. Los indicadores de posición permiten proyectar el punto luminoso en su situación correcta, mientras que el de intensidad regula la intensidad luminosa de aquel punto. De este modo, el brillo del punto está en relación directa con la intensidad de la emisión del radionúclido en el lugar correspondiente de la zona orgánica examinada. Como se ha descrito la gammacámara tiene intercalado un analizador de impulsos, que permite trabajar con uno o varios radionúclidos predeterminados. El proceso se hace simultáneamente para todos los puntos del área explorada, debido a la gran rapidez de funcionamiento de los circuitos electrónicos, ya que la gammacámara enfoca simultáneamente todos los puntos de dicha área, por lo que en muy poco tiempo se tiene una enorme información sobre la zona observada formándose en el osciloscopio una imagen de todo el conjunto que abarca el cristal de centelleo. Dentro de la imagen general obtenida se pueden seleccionar áreas a estudiar y, a través de un ordenador pueden presentarse los datos obtenidos en forma de gráfica, como podría ser el caso de un estudio de función renal. También mediante un estudio de cálculos se puede adicionar o sustraer actividades de diferentes áreas y efectuar estudios comparativos.

La gammacámara se emplea por la rápida información que proporciona para la obtención de imágenes morfológicas con radioisótopos, fotografiando las imágenes obtenidas. Permite la realización de estudios seriados de acumulación o excreción, como sería el caso de la miocardiografía, que a través de imágenes secuenciadas del paso del radionúclido por las cavidades cardiacas, permite determinar el volumen sistólico, el volumen minuto, fracción de eyección, cuantificación de “shunts”, estudio de la motilidad ventricular, perfusión del miocardio o la visualización de zonas de infarto.¹⁷

2.2.6. RADIOISÓTOPO

Los isótopos radioactivos en Medicina Nuclear generalmente se utilizan para la preparación del radiofármaco mediante una serie de técnicas. Los radionúclidos de período más corto son derivados de generador o de ciclotrón y los de periodo menos breve proceden de reactor de fisión nuclear o ciclotrón.²⁴

REACTOR DE FISIÓN NUCLEAR: Se refiere al equipamiento físico de gran extensión, similar a un edificio de varios pisos, que se compone, muy esquemáticamente, de tres elementos: un combustible formado por múltiples barras de material inerte intercaladas con las de combustible y un bloque que contiene a los anteriores, donde es posible obtener al igual radioisótopos, como Tc-99m.

Durante la reacción de fisión, el núcleo de un elemento químico de masa atómica elevada, como el ^{235}U , se rompe y da lugar a la aparición de otros núcleos menos pesados, al tiempo que libera neutrones y, secundariamente, calor. Este calor es la energía que se utiliza, finalmente, en este tipo de instalaciones, aprovechándolo para la obtención de la electricidad.

Parte de estos neutrones pueden ser captados dentro del núcleo de otro elemento utilizado como “diana”, originando nuevos radionúclidos y emitiendo radiación gamma. Igualmente pueden aparecer elementos nuevos que sean producto directamente de la desintegración del elemento combustible, siendo así como se forman los radioisótopos, para su posterior distribución a diferentes Servicios de Medicina Nuclear.²⁴

CICLOTRÓN: se trata de un acelerador de partículas que impacta un isótopo blanco precursor, el cual es capaz de reaccionar al impacto de estas partículas y producir emisores de Positrones. Existen ciclotrones de diversas capacidades de aceleración; por ejemplo, uno de mediana energía es capaz de producir unos cincuenta radionúclidos distintos.

Los radionúclidos obtenidos en el ciclotrón suelen ser de alta actividad específica, a diferencia de los obtenidos en un reactor y, sobre todo, si el origen de estos últimos se encuentra en la activación neutrónica.

A pesar de los grandes beneficios que supondría la instalación de este dispositivo, aún no está generalizado por su alto costo y además requiere de gran implementación física y de personal calificado.²⁴

GENERADOR: Representa una estructura que contiene en su interior una cantidad determinada de un núclido precursor o “padre” (procede de reactor o ciclotrón) que se desintegra para dar lugar a la aparición de un núclido “hijo”, de periodo más corto (normalmente pocas horas), y que es el de utilidad para fines diagnósticos.

El elemento hijo se obtiene por la extracción líquido-líquido, destilación o difusión gaseosa, según sean sus propiedades físico-químicas. Lo más común es hacer pasar un eluyente a través de la columna que contiene el elemento padre adsorbido en algún material inerte, extrayendo solamente el elemento hijo en la llamada “elución”.

Una particularidad, indispensable en un generador, es la de poseer una situación en la que el periodo del “padre” sea mayor que el del “hijo”; de este modo, la actividad del segundo tiende a aproximarse a la del primero y, una vez alcanzado ese equilibrio, la actividad del hijo decaerá.

Mediante el generador, se suele obtener isótopos radioactivos que son utilizados directamente y de forma inmediata para el marcaje de fármacos. Este sistema permite la obtención del radionúclido en el propio Servicio de Medicina Nuclear, donde su gran ventaja es la facilidad para tener este equipamiento, y obtener aquí el radioisótopo, sin riesgo para el personal o los pacientes, obviando el problema que supone la rápida desintegración del elemento y ofreciendo, al mismo tiempo, un costo fácilmente asumible.

El generador de ^{99m}Tc es un sistema cerrado para la producción de solución estéril de ^{99m}Tc , que aprovecha la condición fisicoquímica que presenta el

^{99}Mo retenido; el cual en el estado de oxidación de (Molibdato) queda firmemente retenido en la fase estacionaria del sistema (columna de alúmina ácida).

Su hijo, el $^{99\text{m}}\text{Tc}$, es oxidado por el oxígeno ambiente a pertecneciato y es diluida por solución fisiológica (fase móvil) que se hace pasar a través de la columna. Por este motivo se llama generador de columna seca, se precisa del oxígeno para la eficiente elución del $^{99\text{m}}\text{Tc}$ de la columna. De esta manera se logra una elución de alta pureza sin oxidantes químicos.

La formación del radioisótopo hijo, el $^{99\text{m}}\text{Tc}$; con un periodo de semidesintegración o vida media de 6.02 horas, a partir del radioisótopo padre ^{99}Mo de 66 horas, de periodo de vida media ocurre según el siguiente esquema de desintegración.

La cantidad de $^{99\text{m}}\text{Tc}$ irá creciendo a partir de la desintegración del ^{99}Mo alcanzando el máximo de actividad en aproximadamente 23 horas. Tiempo que permite obtener el rendimiento máximo del generador.

Puede así realizarse sucesivas separaciones de ambos radioisótopos, por el simple pasaje de la solución fisiológica a través de la columna.

El rendimiento de elución de estas separaciones, estará entonces dado por el tiempo transcurrido entre las mismas, para un determinado generador.

La vida media de un radionúclido, es el tiempo requerido, para que el número total de átomos radioactivos de un determinado elemento, disminuya a la mitad. Esta es una característica diferencial para cada uno de los elementos, el tiempo de vida media puede ir desde menos de un segundo hasta cientos de años.

En medicina nuclear en general los radionúclidos utilizados tienen una vida media corta de solo horas o algunos días y son de baja energía relativa, lo que da seguridad en su uso, al ser baja la radiación absorbida en el paciente, la que en general no es significativamente superior a las dosis de radiación en un

examen habitual de la Radiología y en algunos casos significativamente inferior.

La materia, al ser atravesada por las partículas ocurre una serie de fenómenos de ionización cuya magnitud es proporcional al número y a la energía de las partículas incidentes. Los equipos de medición se basan esencialmente en este fenómeno.

El dispositivo simple para la detección de radiaciones ionizantes es la película fotográfica, cuyo ennegrecimiento es proporcional a la radiación absorbida. El resultado no es muy exacto, pero da una idea aproximada del fenómeno, y la visualización sólo es posible después de haberse revelado la película.

Vale decir que estos dispositivos informan de la energía total acumulada y, aunque obviamente no sirven para el seguimiento de un proceso dinámico, son sumamente útiles, por ser, para el control de las dosis de radiación recibidas por personas que trabajan con material radiactivo con campos de radiación.²⁴

2.2.7. RADIOFÁRMACOS

Los radiofármacos constituyen sustancias que contienen un átomo radiactivo dentro de su estructura y que, por su representación farmacéutica, cantidad y calidad de radiación, pueden ser administradas en pacientes para establecer un diagnóstico o para una terapia.

Entre los radiofármacos para diagnóstico, se ha observado que existen alrededor de 117 radiofármacos aprobados para su uso en humanos. Uno de los radioisótopos más comunes es el Tecnecio-99m (^{99m}Tc), del cual pueden prepararse alrededor de 53 diferentes radiofármacos aprobados, lo que representa al 65% de todos los estudios de medicina nuclear que se practican a nivel mundial. Las imágenes obtenidas por procedimientos nucleares, usualmente logran hallar anomalías en etapas muy tempranas en la progresión de una enfermedad. Para muchos problemas médicos, con esta detección se puede conseguir que la enfermedad sea tratada en un inicio,

disminuyendo el costo del tratamiento y logrando un pronóstico más favorable.²⁵

A menudo estos radiofármacos no muestran ningún efecto farmacodinámico ponderable. Los radioisótopos utilizados en Medicina Nuclear son artificiales y resultan de reacciones nucleares que tienen lugar en reactores nucleares o en ciclotrones. El período de desintegración del radionúclido a menudo es tan corto que, en algunos casos, el producto final debe prepararse justo antes de administrarlo al paciente, lo que da lugar a usar productos semimanufacturados tales como generadores, precursores y equipos reactivos. Un generador es un sistema que incorpora un radionúclido (radionúclido padre) que en su desintegración origina otro radionúclido (radionúclido hijo) que se utilizará como parte integrante de un radiofármaco. Por su parte, un precursor es todo radionúclido (radioisótopo) producido industrialmente para el marcado radiactivo de otras sustancias antes de su administración. Un equipo reactivo es un preparado industrial que debe combinarse con el radionúclido para obtener el radiofármaco final.

Según su estructura, los radiofármacos son compuestos que poseen algún elemento radiactivo (radionúclido), pudiendo ser su estructura química muy diversa, es decir puede tratarse de simples átomos radiactivos (^{133}Xe), moléculas inorgánicas ($^{201}\text{TlCl}$, citrato de ^{67}Ga), compuestos de coordinación ($^{111}\text{In-DTPA}$, $^{99\text{m}}\text{Tc-MIBI}$) y moléculas más complejas (derivados de albúmina, anticuerpos monoclonales) marcadas con diversos radionúclidos e incluso células sanguíneas radiomarcadas. La mayor parte de los radiofármacos (emisores γ y emisores β^+) se usan con el propósito de obtener diagnósticos médicos y no presentan efectos farmacológicos, aunque algunos (emisores β^-) se usan con fines terapéuticos o paliativos. Contienen solamente pequeñas cantidades de principios activos con un radionúclido unido a ellas, de manera que se pueda conseguir una imagen por gammagrafía o una medida de su biodistribución. A menudo estos radiofármacos no muestran ningún efecto farmacodinámico ponderable. La radiación es una propiedad general de

todos los radiofármacos, cuya administración hace que el paciente reciba una dosis de radiación inevitable.

Para los radiofármacos con fines terapéuticos, la irradiación es el efecto que se busca. La evaluación de la seguridad y eficacia de los radiofármacos debe incluir, además de los parámetros generales, aspectos radiofarmacológicos y de protección contra las radiaciones, así como una dosimetría de radiación. La composición de los radiofármacos cambia con el tiempo, al desintegrarse el radionúclido que lo constituye o al sufrir reacciones derivadas de la radiólisis. La utilización de un radiofármaco sólo puede justificarse por la obtención de un beneficio neto que compense el riesgo radiológico que pueda entrañar el empleo del trazador radiactivo por pequeño que éste sea, es decir, que se necesita un adecuado balance riesgo/beneficio, al igual que con los medicamentos no radiactivos.

Para que el balance riesgo/beneficio esté depurado en el sentido de la obtención neta de un beneficio, es importante que el radiofármaco reclute ciertas características que permitan que su utilización sea segura, siendo estas las siguientes:

INERCIA METABÓLICA: Los radiofármacos administrados por vía intravenosa deben cumplir las características de todo inyectable, es decir ser estéril, apirógeno, no tóxico, etc. A diferencia de los fármacos convencionales, los radiofármacos han de ser inactivos, sin que se integren en ninguna ruta metabólica. Sin embargo, es necesario que se fijen temporalmente en el órgano de interés (órgano diana) y después se elimine lo más rápidamente posible.

AFINIDAD POR EL ÓRGANO DIANA: Cada radiofármaco tiene una determinada aproximación por un tejido u órgano concreto, denominado órgano diana. La afinidad de cada radiofármaco por su órgano diana debe ser lo más alta posible para poder obtener una buena definición en la exploración o un mayor éxito del tratamiento, disminuyendo el fondo y la irradiación de otros

tejidos. La relación actividad órgano de interés / actividad extraórgano debe ser lo más alta posible. La medición de esta propiedad de los radiofármacos se obtiene mediante la figura de mérito (FM) como: $FM = (B - N) / (B + N)^{1/2}$ donde B representa la actividad medida en el órgano diana y N la radiactividad extraórgano.

VIDA MEDIA EFECTIVA CORTA: Una vez que el radiofármaco ha sido administrado sufre un proceso de eliminación por diversas vías (urinaria, fecal, respiración, etc.). La desaparición del radiofármaco se debe a dos mecanismos: el decaimiento físico del radionúclido y la eliminación biológica del radiofármaco. La vida media efectiva (Tef) es la resultante del semiperíodo físico o período de semidesintegración (Tf) del radionúclido del radiofármaco (tiempo en que la radiactividad inicial decae a la mitad) y de la vida media biológica (Tb) del radiofármaco (tiempo en el que el organismo elimina la mitad del compuesto). Con el fin de evitar una irradiación alta del paciente, la vida media efectiva debe ser relativamente corta, idealmente de 1 a 1,5 veces el tiempo necesario para realizar el estudio. Algunos autores refieren que la menor dosis de radiación junto al mayor flujo de fotones se logra cuando el periodo de semidesintegración es 0,693 veces el tiempo del estudio a realizar: $T_{1/2} = 0,693 \times T \text{ estudio}$.

ASEQUIBILIDAD: Los radionúclidos que presentan períodos de semidesintegración demasiado cortos presentan el problema del transporte. Algunos isótopos con períodos de semidesintegración cortos se obtienen in situ mediante generadores o mediante ciclotrones. Además los radiofármacos también deben ser asequibles desde el punto de vista económico para que su utilización sea rentable frente a otras posibilidades diagnósticas.

EMISIÓN RADIATIVA ADECUADA: Los radionúclidos pueden emitir radiación de tres tipos fundamentales: partículas α , que son núcleos de helio (4He), partículas β con carga y masa como la del electrón y radiación electromagnética. Los radionúclidos emisores α no se emplean nunca para

marcar radiofármacos, debido al alto poder ionizante y a la baja capacidad de penetración en la materia de estas partículas. Los emisores β con carga negativa tampoco se utilizan normalmente con fines diagnósticos por ser también muy ionizantes, aunque se emplean en radioterapia por radiofármacos. En exploraciones diagnósticas se utilizan algunos emisores de positrones (β^+) de semiperíodo muy corto. Los emisores γ son los de elección preferente en exploraciones diagnósticas por la imagen, por ser ésta radiación electromagnética muy penetrante y poco ionizante en comparación con las anteriores.

El radionúclido que se emplee para marcar los radiofármacos destinados a realizar imágenes gammagráficas deben tener una energía de emisión lo suficientemente energética como para que la atenuación del cuerpo del propio paciente no impida captar la radiación desde el exterior del cuerpo con el detector; pero tampoco puede ser demasiado energético, pues la radiación emitida atravesaría el cristal del detector sin interaccionar con él. Un rango energético adecuado es entre 30 y 300 KeV aproximadamente (idealmente 100-200 KeV), ya que menos de 30 KeV supone una gran atenuación por los tejidos del paciente y con más de 300 KeV se pierde eficiencia en el detector y efectividad en el colimador, obteniéndose imágenes de mala calidad.

Los radiofármacos se adquieren como tales o bien se pueden fabricar con ayuda de kits, lo cual es especialmente deseable cuando se trabaja con radionúclidos de vida corta, en los que es fundamental obtener rápidamente el radiofármaco para su aplicación inmediata. La administración del radiofármaco al paciente se realiza generalmente en forma de inyección intravenosa, aunque también, y según el estudio que tengamos que efectuar, se puede hacer por inhalación, en inyección local (estudios de líquido cefalorraquídeo), por boca, etc.^{26, 27}

2.2.8. MDP - TC-99M METILEN-DIFOSFONATO

Los difosfonatos marcados con ^{99m}Tc se almacenan en zonas osteogénicas activas permitiendo visualizar áreas o focos con osteogénesis alterada.²⁸

Los compuestos de fosfatos marcados con ^{99m}Tc no solamente se fijan en el hueso y son excretados por el riñón, sino que también se fijan de forma inespecífica en algunos tumores, como por ejemplo los tumores mamarios, neoplasias bronquiales y metástasis hepáticas y en las calcificaciones de las partes blandas (miositis calcificante, calcificaciones de los dedos en la escleroderma, etc.). En general, los radionúclidos empleados en Medicina Nuclear deben tener un periodo biofísico y biológico corto, a fin de irradiar el organismo humano lo menos posible y emitir una radiación y de energía tal que sea fácilmente detectable desde el exterior. En algunas ocasiones, los radionúclidos se emplean como radiofármacos, esto es, como moléculas capaces de actuar sobre una determinada zona orgánica, al sustituirse uno de sus átomos por un isótopo radiactivo. Los radiofármacos usados en Medicina nuclear pueden presentarse comercialmente en su forma definitiva o bien en forma de generadores de radionúclidos de vida corta.

El hueso está formado en su mayor parte por matriz extracelular que se constituye de dos partes, una orgánica y otra mineral. La parte orgánica está integrada principalmente por fibras colágenas y la parte mineral se compone de fosfatos de cálcicos presentes en forma de cristales de hidroxiapatita. El tejido óseo sufre un remodelado permanente que consiste localmente en una sucesión de periodos de resorción y aposición. Nadie pone en duda la utilidad mecánica del hueso, pero éste no sólo tiene importancia mecánica, sino que es un órgano enormemente activo desde el punto de vista metabólico y en continua transformación.

Existe en consecuencia un equilibrio entre osteoformación y osteodestrucción que se ve alterado en los diferentes procesos patológicos. Aunque el mecanismo íntimo de acción se desconoce, sí parece demostrada autorradiográficamente la incorporación del trazador radiactivo al hueso mediante intercambio iónico en la cubierta hidratada externa de los cristales de hidroxiapatita neoformados, demostrándose que la velocidad de fijación y la concentración de estos compuestos están relacionados con dos factores: La

velocidad de producción de los nuevos cristales de hidroxapatita, es decir, con la actividad osteoblástica, el flujo sanguíneo regional. Así pues, GO puede considerarse como una imagen funcional de la actividad metabólica. Existe también fijación aunque en menor proporción en la matriz orgánica del hueso, así como en el tejido osteoide inmaduro. La GO puede considerarse como una imagen funcional de la actividad metabólica y del flujo sanguíneo óseo. La molécula vector que permite una buena imagen ósea debe tener una fijación fuerte al hueso, y una débil fijación a los demás tejidos, en particular a los músculos, y debe tener un aclaramiento urinario alto para que la actividad no fijada, que queda en la circulación sanguínea, se elimine rápidamente. La GO se basa en la captación de trazadores radiactivos por el hueso en formación. Debido a que la respuesta del hueso a una amplia variedad de agresiones es la misma, la producción de hueso nuevo, los principios fundamentales de la captación de isótopos se aplican igualmente a las alteraciones benignas como a los tumores metastásicos o primarios, epífisis de hueso largos, focos de fractura, zonas afectas por la enfermedad de Paget, etc., en general cualquier foco de hiperactividad. Cualquier tipo de lesión ósea produce destrucción ósea e incita a la formación de hueso nuevo. Estos procesos de destrucción y reparación ocurren simultáneamente. El hueso nuevo formado como reacción a la agresión ósea (tumoral, inflamatoria, traumática, etc.), comienza con la aposición de un tejido osteoide inmaduro formado por la proliferación de osteoblastos y posteriormente la evaluación de la actividad osteoblástica en la interfase de implantes dentarios con diferentes superficies mediante gammagrafía ósea con Tc99 HMDF. Los compuestos fosfóricos se incorporan al hueso en crecimiento como hemos dicho por intercambio iónico en la superficie externa de los cristales de hidroxapatita. El flujo sanguíneo óseo también desempeña un papel importante en la captación e incorporación del trazador a las zonas de actividad ósea regenerativa, para obviar este factor pueden practicarse gammagrafías en el periodo inmediato post inyección del radioisótopo, lo que se llama “fase vascular”, en la que queda reflejada la vascularización de la zona antes de que quede incorporado al tejido a explorar

propiamente dicho. El proceso técnico de exploración será detallado más adelante.

El radiofármaco tiene el siguiente mecanismo de acción, se une estrechamente a la matriz ósea mediante un proceso de quimioadsorción a la superficie de los cristales de hidroxapatita, lo que provoca una competencia directa por los sitios de unión al hueso debido a la similitud en su estructura. Este tipo de fármacos disminuye de forma drástica el metabolismo óseo con menor afectación en zonas metastásicas, aunque puede suceder que usando terapias de bajas dosis y larga duración esté disminuida la captación del radiofármaco en las metástasis, dando lugar a algún falso negativo. La administración de etidronato es una contraindicación para la realización de la gammagrafía ósea, ya que disminuye la sensibilidad para la detección de la enfermedad; es necesario suspender el tratamiento entre 2 y 4 semanas antes de la realización de la prueba. Otro difosfonato utilizado en el tratamiento de estas enfermedades es el clodronato, aunque existen evidencias de que no disminuye la sensibilidad de la imagen gammagráfica ósea para la detección de metástasis.^{17, 29}

2.2.9. GAMMAGRAFÍA OSEA

La gammagrafía ósea (GO) es una exploración que se emplea en las patologías osteoarticulares, tanto en los casos de malignidad (tumores y metástasis) como en los procesos benignos. Tiene como ventajas poseer una elevada sensibilidad para detectar cambios metabólicos en el hueso de forma muy precoz, lo que permite una valoración precisa del estado funcional óseo. Existen 3 factores que pueden incidir en la captación del radiotrazador: la actividad metabólica del hueso, el flujo sanguíneo local y el contenido de calcio.

La forma como se elimina el radiofármaco es mediante la vía renal, por lo que se suelen visualizar las siluetas renales y la vejiga urinaria. Debido a ello, la gammagrafía ósea puede encontrar alteraciones renales no sospechadas, tanto anatómicas (agenesia renal, ptosis renal) como funcionales (ureterohidronefrosis).

Con una historia clínica detallada se pueden evaluar las imágenes gammagráficas, por lo que se debe tener en cuenta la existencia de traumatismos previos, cirugía osteoarticular y colocación de prótesis articulares, el tratamiento con esteroides, etidronato o similares (provocan una disminución en la captación de difosfonatos), las neoplasias concomitantes y el tratamiento quimioterápico o radioterápico.³⁰

Las imágenes gammagráficas se obtienen en 3 fases a distintos tiempos, donde se visualizan distintos aspectos del estado funcional óseo:

La fase angiográfica y la fase de pool vascular permiten valorar la perfusión sanguínea local tanto del hueso como de los tejidos blandos. En estas 2 fases se puede detectar una hipervascularización del hueso o bien detectar procesos inflamatorios de los tejidos blandos. La fase ósea muestra el estado del metabolismo del hueso. Así, en los procesos patológicos en que existe un aumento del recambio óseo (como puede ser una metástasis ósea osteoblástica) se ve una imagen caliente o hipercaptante, mientras que en los procesos donde existe un déficit metabólico (metástasis ósea osteolítica) puede verse la imagen fría o hipocaptante. En el caso de lesiones que no alteren el metabolismo óseo, las lesiones óseas serán isocaptantes y no se podrán identificar en la imagen gammagráfica (quiste óseo simple).

En cuanto a la adquisición de las imágenes de la gammagrafía ósea, estas se puede obtener en forma de un rastreo corporal total que permita valorar globalmente el estado de todas las estructuras osteoarticulares en una sola imagen. También se pueden adquirir imágenes selectivas de la zona que se desea valorar y que van a proporcionar mayor detalle anatómico. Generalmente, las imágenes gammagráficas son planares (bidimensionales), aunque existen técnicas de adquisición especiales que permiten mejorar la resolución y la sensibilidad de la gammagrafía planar, como el uso de un colimador Pinhole o de la técnica SPECT (single photon emission computed tomography, tomografía computarizada con emisión de un único fotón). El colimador Pinhole tiene forma cónica y la peculiaridad de generar una imagen invertida magnificada. Con estos rasgos aumenta la resolución de la imagen,

por lo que es muy útil para estudiar la patología ósea en niños y en huesos o articulaciones de pequeño tamaño en adultos, como por ejemplo en la necrosis del semilunar o enfermedad de Kienbock. La técnica SPECT permite adquirir imágenes con una órbita de 360° en los 3 planos del espacio. Este modo de adquisición de imágenes es muy útil para localizar con mayor precisión las lesiones vertebrales y en el estudio de sospecha de hiperplasia condílea de la articulación temporomandibular. Recientemente se ha desarrollado un sistema de fusión SPECT/TC que permite combinar la resolución anatómica de la tomografía computarizada (TC) con las imágenes funcionales que ofrece la gammagrafía ósea.³⁰

Esta exploración está indicada para los siguientes casos:

- Evaluación de artralgiás: Una de las artralgiás que se presenta es la politralgia que se refiere al dolor de 4 o más articulaciones, pudiendo ser agudas o crónicas si su tiempo de evolución es de aproximadamente 6 semanas.
- Tumores óseos primarios malignos: como el osteosarcoma. En la gammagrafía ósea se observa una imagen osteoblástica intensa, localizada más frecuentemente en la región diafisiaria-metafisiaria de huesos largos en extremidades, especialmente en las inferiores. Puede haber mayor actividad en toda la extremidad comprometida, lo que se da por aumento de la vascularización, sin traducir compromiso difuso. Asimismo, con la gammagrafía ósea podemos detectar si se trata de una lesión única o existe compromiso a distancia.
- Tumores óseos primarios benignos: Frecuentemente se indica la gammagrafía ósea cuando hay sospecha de esta patología para confirmar la etiología o cuando hay imágenes no bien definidas.
- Metástasis: Las metástasis óseas se pueden presentar como lesiones osteoblásticas u osteolíticas, ya sea como focos únicos o múltiples, siendo su número indeterminado en la evolución, pudiendo llegar a ser generalizados, comprometiendo inclusive prácticamente todo el esqueleto. Asimismo, existe otro patrón que es el “Super Scan”, el cual se muestra como una actividad osteoblástica globalmente aumentada de

carácter difusa en el esqueleto axial y prácticamente sin visualización de las siluetas renales y de actividad en vejiga.

- Evaluación de microfracturas o periostitis: La mayor utilidad está dada en su sospecha clínica y la presencia de una Radiografía normal post trauma agudo o repetitivo en el caso de dolor con Radiografía negativa y antecedente de trauma, ya que presenta la gammagrafía alta sensibilidad a un costo de evaluación menor que la Resonancia Magnética en: Fracturas Costales u ocultas; Fracturas. por stress, Fracturas. por avulsión, Shint splints, Pseudo-artrosis, Periostitis, etc.

Para establecer el diagnóstico diferencial de cuadros inflamatorios infecciosos osteoarticulares y de partes blandas se requiere de estudio trifásico: celulitis, osteomielitis y osteoartritis. En el caso de la celulitis, hay un predominio de las dos primeras fases, pudiendo verse una reacción osteoblástica por aumento de la vascularización. En el caso de la osteomielitis, el estudio resulta positivo en las tres fases (arterial, capilar y ósea), pudiendo ser diferenciado de las anteriores. En el caso de la osteoartritis, también el estudio resulta ser positivo en las 3 fases, pero el compromiso visible de la articulación, hará la diferencia, con reacción osteoblástica en ambos lados de la zona articular.³¹

2.3. DEFINICIÓN DE TÉRMINOS

MÉTODO DE RECONSTRUCCION ITERATIVO: Este método consiste en hacer estimaciones del órgano, hasta que se obtenga una imagen lo más real posible, los datos estimados se comparan con los datos reales, a esta diferencia se le conoce como error y es reconocido por la poca resolución y contraste en la imagen, entonces se realiza un reajuste en los datos corrigiendo ese error.

El fin de este método de reconstrucción es que se repita el proceso de comparación hasta que el error sea mínimo.

Los elementos del método de reconstrucción iterativo son: el número de iteraciones y el número de subconjuntos.

SUBCONJUNTOS: Son los subgrupos en los que se juntan las proyecciones de forma equitativa, por ejemplo, si tenemos 64 proyecciones y 8 subconjuntos, quiere decir que en cada subconjunto habrán 8 proyecciones. Está relacionado con el tiempo de la reconstrucción.

ITERACIONES: Son los intentos se realizan para acercar la imagen reconstruida al órgano real.

CALIDAD DE IMAGEN: Una imagen es de calidad cuando se pueden visualizar detalles, se evalúa bajo distintos parámetros: resolución espacial, contraste, relación señal/fondo, etc.

SEÑAL: Es el número de fotones que provienen del órgano que se pretende estudiar.

FONDO: Es el número de fotones que provienen de órganos adyacentes, que no son parte del estudio.

3. METODOLOGÍA

3.1. TIPO DE INVESTIGACIÓN

Estudio observacional, explicativo, retrospectivo y transversal ³⁴.

3.2. POBLACIÓN DE ESTUDIO

Estudios de SPECT óseo de columna lumbar, realizados en el área de Medicina Nuclear de la Clínica San Gabriel entre los meses de enero a diciembre del año 2014.

3.3. MUESTRA DE ESTUDIO O TAMAÑO MUESTRAL

Unidad de análisis: Estudio de SPECT óseo de columna lumbar, realizado en el área de Medicina Nuclear de la Clínica San Gabriel durante el año 2014.

Tamaño Muestral: Teniendo en cuenta las estimaciones de imágenes de SPECT óseo de columna lumbar durante el periodo enero – diciembre 2014, se tuvo en cuenta una población de 47 estudios.

Si bien es cierto el tamaño muestral estuvo conformado por 47 estudios, cada una de estas imágenes fue medida 20 veces (16 combinaciones correspondientes a las diferentes iteraciones por ocho subconjuntos y 4 combinaciones correspondiente a 4 iteraciones por diferente número de subconjunto) (Ver anexo N° II y III)

Tipo de muestreo: No probabilístico de registro censal.

Criterios de selección

Criterios de Inclusión:

- Estudios de SPECT óseos de columna lumbar.
- Estudios de pacientes de ambos sexos.
- Estudios de pacientes entre 25 a 60 años.
- Estudios con dosis administradas entre 20 a 30 mCi de MDP-Tc99m.

Criterios de Exclusión:

- Estudios que presenten metástasis ósea.
- Estudios que presenten enfermedades degenerativas.
- Estudios que presentan microfracturas.
- Estudios que presenten tumores óseos.
- Estudios que presenten infecciones.
- Estudios que presenten necrosis.

Variables

Variable independiente: Método de reconstrucción iterativo.

Variable dependiente: Calidad de imagen.

3.4. OPERACIONALIZACIÓN DE VARIABLES

VARIABLES	DEFINICIÓN CONCEPTUAL	DIMENSIONES	DEFINICION CONCEPTUAL	TIPOS DE VARIABLES	ESCALA DE MEDICION	INDICADOR	VALORES FINALES	FUENTE DE INFORMACIÓN
VARIABLE DEPENDIENTE								
Calidad de Imagen	Es la capacidad del sistema de imagen para detectar diferencias de captación de un radiofármaco entre una zona de lesión y las zonas adyacentes	Señal	Detección de fotones provenientes del órgano en estudio.	Cuantitativa	Intervalo	Número de cuentas	En Kilocuentas	Imagen Gammagráfica
		Fondo	Señal que no corresponde a la estructura que queremos estudiar y que entorpece su visualización	Cuantitativa	Intervalo	Número de cuentas	En Kilocuentas	
		Señal/fondo	Pequeñas variaciones de intensidad, indicador de la calidad de imagen.	Cuantitativa	Intervalo	Cociente de señal/ fondo.	En decimales	

	VARIABLE INDEPENDIENTE							
Método de Reconstrucción de Imagen Iterativo	Es un método de reconstrucción de imagen luego de la adquisición, consiste en recolección de datos procesados por la computadora.	Iteraciones	Son la cantidad de veces que se repite el proceso de reconstrucción hasta asemejar la imagen al órgano real.	Cuantitativa	Razón	Número de iteraciones	1, 2, 4, 6, 8, 10, 12, 14, 16, 18, 20, 22, 24, 26, 28, 30	Software de procesamiento de imagen
		Subconjuntos	Son la cantidad de agrupaciones para las proyecciones.	Cuantitativa	Razón	Número de subconjuntos	1 2 4 8	

3.5. TÉCNICA E INSTRUMENTO:

La técnica fue observacional y el instrumento utilizado una ficha de recolección de datos, donde se consignaron los datos generales y los procesos de reconstrucción iterativa; asimismo se establecieron las características de la imagen gammagráfica según la variación del número de subconjuntos y de iteraciones.

3.6. PLAN DE RECOLECCIÓN DE DATOS

1. En primera instancia, el proyecto fue aprobado por la Escuela Académico Profesional de Tecnología Médica de la Universidad Nacional Mayor de San Marcos.
2. Posteriormente, se emitió una solicitud de permiso a las autoridades correspondientes de la “Clínica San Gabriel” con el propósito de realizar la investigación en las instalaciones de la clínica, principalmente en el área de medicina nuclear, permitiendo de esta manera la recolección de los datos de los pacientes.
3. Teniendo la autorización para la ejecución del proyecto de investigación, se seleccionaron las imágenes de SPECT óseo de columna lumbar de pacientes siguiendo los criterios de inclusión y exclusión formulados en la sección metodológica.
4. Para la evaluación de las imágenes se tuvo en cuenta las realizadas entre los meses de enero a diciembre del año 2014 en el equipo SIEMENS, serie SYMBIA E, procedentes del servicio de medicina nuclear de la Clínica San Gabriel. Estas imágenes fueron procesadas con el sistema Syngo, utilizando para ello el método de reconstrucción iterativo OSEM. En el servicio, el estándar del procesamiento de imagen es de 4i x 8s; motivo por el cual se realizó combinaciones de las cuatro posibles opciones de subconjuntos (1s, 2s, 4s, 8s) con 4i; de mismo modo, se realizó combinaciones de las 16 posibles opciones de iteración (1i, 2i, 4i, 6i, 8i, 10i, 12i, 14i, 16i, 18i, 20i, 22i, 24i, 26i, 28i y 30i) con 8s. Es decir a cada una de las 47 imágenes se les hizo 20 reconstrucciones para diferentes iteraciones y subconjuntos.

5. Luego se procedió a evaluar cada imagen de la siguiente manera: para cada variación de número de iteraciones y subconjuntos, se trazó un perfil a la imagen en proyección axial, localizado en la mitad del cuerpo vertebral L-4. De este modo se cuantificó la señal recibida y el fondo, ambos datos sirvieron para calcular el cociente (relación señal/fondo). Para la realización de la evaluación se tomó aproximadamente entre 5 a 10 minutos, por cada imagen.
6. Los datos fueron recabados en las fichas de recolección de datos (Ver anexo N° IV).

3.7. ANÁLISIS DE DATOS

Para realizar el análisis de los datos, se procedió a dar un número de folio a cada ficha de recolección de datos según corresponda el orden. Los datos de cada ficha fueron ingresados en una hoja de cálculo del programa Excel 2013, para que, luego del filtrado, sean trasladados al programa estadístico SPSS v. 22 para su análisis y procesamiento respectivo.

Los resultados han sido presentados según el orden de formulación de los objetivos de estudio.

Se realizó el análisis univariado de la calidad de la imagen (señal/fondo) para diferentes números de iteraciones por ocho subconjuntos y con cuatro iteraciones para diferentes números de subconjuntos por medio de medidas de resumen como valores: mínimo, máximo, media aritmética y desviación estándar.

En el análisis relacional, para comparar la calidad de imagen (señal/fondo) por ocho subconjuntos se eligieron las iteraciones en los cuales se obtuvo los valores medios más altos (mayores a 5,0), mientras que en el caso de cuatro iteraciones con diferentes números de conjuntos se realizó la comparación entre todos, ya que solamente hubo cuatro tipos de subconjuntos. Previo a la comparación señalada, se determinó la distribución normal de las variables de estudio por medio de la prueba de Kolmogorov-Smirnov (Anexo VI).

Al no encontrar normalidad en los datos, no se aplicó la prueba de ANOVA para rechazar la hipótesis nula (H_0), pues esta prueba requiere que las variables tengan distribución normal; por tanto se aplicó la prueba de Kruskal-Wallis (prueba análoga que no requiere normalidad).

- ANOVA

El análisis de la varianza permite contrastar la hipótesis nula:

Que las medias de K poblaciones ($K > 2$) son iguales

Frente a la hipótesis alternativa:

Que por lo menos una de las poblaciones difiere de las demás en cuanto a su valor esperado.

Este contraste es fundamental en el análisis que interesa comparar los resultados con respecto a la variable dependiente o de interés. Requiere que los datos de las k muestras sean normales e independientes.

- Kruskal Wallis

Prueba no paramétrica basada en el rango, se puede utilizar para determinar si existen diferencias estadísticamente significativas entre dos o más grupos de una variable independiente en una variable dependiente continua u ordinal. Es considerada la alternativa no paramétrica a la prueba ANOVA de un factor y una extensión de la prueba de Mann-Whitney para permitir la comparación de más de dos grupos independientes.

La prueba de Kruskal-Wallis es una estadística de prueba ómnibus y no puede decir qué grupos específicos de la variable independiente son estadísticamente significativamente diferentes entre sí; sólo dice que por lo menos dos grupos fueron diferentes.

Luego, se realizó la comparación por pares por medio de la prueba U de Mann-Whitney, que permitió identificar en cuál de las iteraciones y subconjuntos se

encontraba la diferencia de calidad de imagen, lo cual se realizó en pares comparando todas las posibles combinaciones de los RP según corresponda.

- U DE MANN-WHITNEY

La hipótesis nula del contraste es que las dos muestras, de tamaño n_1 y n_2 , respectivamente, proceden de poblaciones continuas idénticas:

La hipótesis alternativa puede ser unilateral o bilateral y únicamente supone que la tendencia central de una población difiere de la otra, pero no una diferencia de forma o de dispersión. Por esta razón esta prueba es el equivalente no paramétrico de la prueba t para la diferencia de dos medias cuando las muestras son independientes pero no puede suponerse la normalidad de las poblaciones de origen.

Todos los análisis realizados permitieron identificar los valores con mayor calidad de imagen, es decir, aquellos en los cuáles no hubo diferencias estadísticamente significativas entre sus valores y que presentaron los cocientes más altos. Todas las pruebas fueron trabajadas a un nivel de significancia del 5%.

Al finalizar se presentó una tabla y un gráfico describiendo las características de la muestra de estudio de acuerdo al sexo (distribución de frecuencias) y la edad (media y desviación estándar). Ver Anexo VII.

3.8. CONSIDERACIONES ÉTICAS:

La investigación tuvo las siguientes consideraciones éticas:

- Fue revisado por el comité de investigación de la Escuela Académico Profesional de Tecnología Médica de la Universidad Nacional Mayor de San Marcos.
- Se obtuvo el permiso de la Clínica San Gabriel para acceder a los datos de las imágenes del área de medicina nuclear (Ver anexo V).
- En la ficha de recolección donde se recabaron los datos de las imágenes del paciente, se colocó un número de identificación (código ID), lo cual resguardó la confidencialidad del paciente ya que no se consignaron datos personales como nombre y dirección.

4. RESULTADOS Y DISCUSIONES

4.1. RESULTADOS:

Prueba de Hipótesis (1era hipótesis específica)

Ho: *Todas las combinaciones de diferentes iteraciones con 8s como puntos de referencia dan la misma calidad de imagen*

Hi: *No todas las combinaciones de diferentes iteraciones con 8s como puntos de referencia dan la misma calidad de imagen*

Tabla N°1: Análisis univariado de la calidad de la imagen (señal/fondo) de SPECT óseo de columna lumbar utilizando diferentes números de iteraciones por 8 subconjuntos.

Calidad de imagen (señal/fondo)	N	Mínimo	Máximo	Media	DE*
1i x 8s	47	2,72	16,74	5,15	3,12
2i x 8s	47	2,91	10,26	4,95	1,42
4i x 8s	47	2,83	10,76	5,62	1,68
6i x 8s	47	3,01	12,47	5,77	1,83
8i x 8s	47	3,17	11,58	5,64	1,60
10i x 8s	47	3,45	11,67	5,59	1,63
12i x 8s	47	3,19	12,48	5,40	1,67
14i x 8s	47	2,79	10,67	4,71	1,24
16i x 8s	47	2,86	12,68	4,95	1,49
18i x 8s	47	2,77	10,67	4,80	1,24
20i x 8s	47	2,84	10,50	4,59	1,20
22i x 8s	47	2,73	10,09	4,49	1,18
24i x 8s	47	2,84	10,41	5,03	1,44
26i x 8s	47	2,84	11,51	4,49	1,33
28i x 8s	47	2,73	10,07	4,49	1,12
30i x 8s	47	2,46	9,30	4,34	1,09

*DE= Desviación estándar

Fuente: *ficha de recolección de datos de pacientes atendidos en la Clínica San Gabriel, enero – diciembre 2014*

En la tabla N° 1 se muestra los valores mínimos, los máximos, la media y la desviación estándar de la calidad de imagen con las diferentes iteraciones y ocho subconjuntos; observando que las iteraciones 6, 8, 10, 12 presentaron

valores mínimos más altos en comparación a las otras iteraciones; las iteraciones 1, 6, 12, 16 presentaron valores máximos más altos en comparación a las otras iteraciones; del mismo modo se observó promedios más altos (mayores a 5) para las iteraciones 1, 4, 6, 8, 10, 12 y 24 con ocho subconjuntos.

Con el análisis anterior no se puede señalar definitivamente con qué número de iteraciones se establece la mejor imagen, por lo cual se deberá realizar varios análisis con la finalidad que los resultados sean más confiables.

Inicialmente se señaló la distribución normal con la prueba de *Kolmogorov-Smirnov* (Anexo VI), no observando normalidad en los datos.

Luego de esta prueba se realizó un análisis relacional en donde se eligieron los valores de las medias mayores a 5,0, tal como se observa en la tabla N° 2, determinando los rangos promedios, media, DE mediante la prueba de *Kruskal-Wallis*.

Tabla N°2: Análisis univariado de cocientes señal/fondo con los promedios más altos para diferentes números de iteraciones por ocho subconjuntos.

Calidad de imagen					
(señal/fondo)	N	RP*	Media	DE†	Valor p‡
1i x 8s	47	136,91	5,15	3,12	0,021
4i x 8s	47	176,85	5,62	1,68	
6i x 8s	47	186,64	5,77	1,83	
8i x 8s	47	182,43	5,64	1,60	
10i x 8s	47	176,83	5,59	1,63	
12i x 8s	47	162,23	5,40	1,67	
24i x 8s	47	133,11	5,03	1,44	

* RP= Rango promedio

† DE= Desviación estándar

‡ Prueba de Kruskal-Wallis

Fuente: ficha de recolección de datos

Los valores del rango promedio, media y desviación estándar de los ocho subconjuntos se presentan en la Tabla N°2.

Cuando se comparó la calidad de imagen (cociente señal/fondo más altos) entre las diferentes iteraciones por ocho subconjuntos, por medio de la prueba de Kruskal-Wallis, se encontró diferencia estadísticamente significativa entre ellas ($p=0,021$), lo cual implica que la calidad de imagen es variable aun, dependiendo del número de iteraciones con que se establezca, por lo cual se necesita realizar otro análisis.

Tabla N°3: Comparación de los rangos para diferentes números de iteraciones por 8 subconjuntos según la Prueba U de Mann-Whitney para identificar diferencias significativas de la calidad de imagen.

Calidad de imagen:			
señal/fondo x 8s (X-Y)	N	RP* (X-Y)	Valor p†
6i - 8i	47	48,15 - 46,85	0,818
6i - 4i	47	49,02 - 45,98	0,589
6i - 10i	47	49,02 - 45,98	0,589
6i - 12i	47	51,04 - 43,96	0,208
6i - 1i	47	54,26 - 40,74	0,016
6i - 24i	47	55,15 - 39,85	0,007
8i - 4i	47	48,47 - 46,53	0,731
8i - 10i	47	48,30 - 46,70	0,777
8i - 12i	47	50,60 - 44,40	0,271
8i - 1i	47	53,70 - 41,30	0,028
8i - 24i	47	54,51 - 40,49	0,013
4i - 10i	47	47,53 - 47,47	0,991
4i - 12i	47	49,49 - 45,51	0,480
4i - 1i	47	53,15 - 41,85	0,045
4i - 24i	47	54,17 - 40,83	0,018
10i - 12i	47	49,87 - 45,13	0,399
10i - 1i	47	52,98 - 42,02	0,052
10i - 24i	47	53,83 - 41,17	0,024
12i - 1i	47	51,30 - 43,70	0,177
12i - 24i	47	51,94 - 43,06	0,115
1i - 24i	47	47,30 - 47,70	0,943

* RP= Rango promedio

† Prueba U de Mann-Whitney

Fuente: ficha de recolección de datos

Puesto que la prueba de Kruskal-Wallis halló diferencia estadísticamente entre los distintos cocientes de las 7 iteraciones evaluadas a 8 subconjuntos, se procedió a realizar la comparación por pares por medio de la prueba U de Mann-Whitney para identificar exactamente los pares de comparaciones que eran diferentes, encontrándose diferencia significativa entre 6i - 1i, 6i - 24i, 8i - 1i, 8i - 24i, 4i - 1i, 4i - 24i y 10i - 24i (valores p de 0,016, 0,007, 0,028, 0,013, 0,045, 0,018 y 0,024 respectivamente) (Ver tabla N°3).

Tabla N°4: Evaluación de los puntos de referencia del número de iteraciones para mayor relación señal /fondo según comparación de las medias que no presentaron diferencia significativa.

Calidad de imagen: señal/fondo x 8s	N	Grupos para $\alpha = 0,05$		
		1	2	3
6i	47	186,64		
8i	47	182,43		
4i	47	176,85		
10i	47	176,83	176,83	
12i	47	162,23	162,23	162,23
1i	47		136,91	136,91
24i	47			133,11

Se muestran los rangos promedios para los iteraciones (i) en los grupos homogéneos

Fuente: ficha de recolección de datos

De los valores p encontrados en la Tabla N° 3 se elaboró una tabla resumen para identificar aquellos valores de los cocientes más altos y entre los cuales **no se observó diferencia estadísticamente significativa**, por lo que representan valores de calidad de imagen igual. Se observó que la calidad de imagen con valores de 6i x 8s y 8i x 8s presentaron los mayores valores homogéneos, por lo que se presentan como mejores puntos de referencia para una mejor calidad de imagen (Tabla N°4).

Del primer análisis presentado se concluye que se rechaza la Ho.

Prueba de Hipótesis (2da hipótesis específica)

Ho: *Todas las combinaciones de cuatro iteraciones con diferentes subconjuntos como puntos de referencia dan la misma calidad de imagen.*

Hi: *No todas las combinaciones de cuatro iteraciones con diferentes subconjuntos como puntos de referencia dan la misma calidad de imagen.*

Tabla N°5: Análisis univariado de la calidad de la imagen (señal/fondo) de SPECT óseo de columna lumbar utilizando 4 iteraciones por diferentes números de subconjuntos.

Calidad de imagen (señal/fondo)	n	Mínimo	Máximo	Media	DE*
4i x 1s	47	2,53	16,00	4,11	2,01
4i x 2s	47	2,50	40,16	5,22	5,39
4i x 4s	47	2,65	10,50	4,70	1,24
4i x 8s	47	2,84	10,41	4,99	1,40

*DE= Desviación estándar

Fuente: ficha de recolección de datos

En la tabla N° 5 se muestra los valores mínimos, máximos, la media y la desviación estándar de la calidad de imagen con 4 iteraciones y diferentes subconjuntos; observando que 4 y 8 subconjuntos presentaron valores mínimos más altos de calidad de imagen en comparación a las otras iteraciones; mientras el sub conjunto 2 presentó el valor máximo más alto en comparación a los otros subconjuntos; de mismo modo se observó valores promedios más altos para los subconjuntos 2 y 8. A simple vista la mejor calidad de imagen será a 4i x 2s, sin embargo aquí la desviación estándar es mayor (DE=5.39) lo que indicaría mayor variabilidad en sus resultados de calidad.

Con el análisis anterior no se puede señalar definitivamente con qué número de iteraciones y de subconjuntos se establece la mejor imagen, por lo cual se deberá realizar varios análisis con la finalidad de que los resultados sean más confiables.

Inicialmente se señaló la distribución normal con la prueba de Kolmogorov-Smirnov (Anexo VI), no observando normalidad en los datos.

Luego de esta prueba se realizó un análisis relacional en donde se eligieron los valores de las medias mayores a 5,0, tal como se observa en la tabla N° 6, determinando los rangos promedios, media, DE mediante la prueba de Kruskal-Wallis.

Tabla N°6: Análisis univariado de cocientes señal/fondo con los promedios más altos para 4 iteraciones por diferentes números de subconjuntos.

Calidad de imagen					
(señal/fondo)	N	RP*	Media	DE†	Valor p‡
4i x 2s	47	89,53	5,22	5,39	<0,001
4i x 8s	47	117,17	4,99	1,40	
4i x 4s	47	106,49	4,70	1,24	
4i x 1s	47	64,81	4,11	2,01	

* RP= Rango promedio

† DE= Desviación estándar

‡ Prueba de Kruskal-Wallis

Fuente: ficha de recolección de datos

Cuando se comparó la calidad de imagen (cociente señal/fondo) entre las cuatro opciones de subconjuntos por 4 iteraciones, por medio de la prueba de Kruskal-Wallis, se encontró diferencia estadísticamente significativa entre ellas ($p < 0,001$), asumiendo que la calidad de imágenes varía con 4 iteraciones y 2, 8, 4,1 subconjuntos.

Tabla N°7: Comparación de los rangos para 4 iteraciones por diferentes números de subconjuntos según la Prueba U de Mann-Whitney para identificar diferencias significativas de la calidad de imagen.

Calidad de imagen			
señal/fondo 4i (X-Y)	n	RP* (X-Y)	Valor p†
8s -2s	47	40,19 - 54,81	0,009
4s -2s	47	42,85 - 52,15	0,098
2s-1s	47	54,49 - 40,51	0,013
8s-4s	47	50,55 - 44,45	0,278
8s-1s	47	59,81 - 35,19	<0,001
4s-1s	47	57,89 - 37,11	<0,001

* RP= Rango promedio

† Prueba U de Mann-Whitney

Fuente: ficha de recolección de datos

Puesto que la prueba de Kruskal-Wallis halló diferencia estadísticamente entre los distintos cocientes de los cuatro subconjuntos combinados con 4 iteraciones, se procedió a realizar la comparación por pares por medio de la prueba U de Mann-Whitney para identificar exactamente los pares de comparaciones que eran diferentes, encontrándose diferencia significativa entre 2s-8s, 2s-1s, (valores p de 0,009 y 0,013 respectivamente) y altamente significativa entre 8s-1s y 4s-1s (valores $p < 0,001$ en ambos casos) (Tabla N° 7).

Tabla N°8: Evaluación de los puntos de referencia del número de subconjuntos para mayor relación señal /fondo según comparación de las medias que no presentaron diferencia significativa.

Calidad de imagen: señal/fondo 4i		Grupos para $\alpha = 0,05$		
	n	1	2	3
8s	47	117,17		
4s	47	106,49	106,49	
2s	47		89,53	
1s	47			64,81

Se muestran los rangos promedios para los subconjuntos (s) en los grupos homogéneos

Fuente: ficha de recolección de datos

De los valores p encontrados en la Tabla N° 7 se elaboró una tabla resumen para identificar aquellos valores de los cocientes más altos y entre los cuales **no se observó diferencia estadísticamente significativa**, por lo que representan valores de calidad de imagen igual. Se observó que la calidad de imagen 4i a 8s y 4s presentaron los mayores valores homogéneos (Tabla N°8).

Del segundo análisis presentado se concluye que se rechaza la H_0 .

DISCUSIONES

Para el presente estudio la calidad de la imagen se mide según las combinaciones de iteraciones y subconjuntos establecidos mediante la señal/fondo de la imagen; en los resultados se encontró que las mejores iteraciones con valores similares fueron 6i (con RP^* 186,64) y 8i (con RP^* 182,43); representando los mejores puntos de referencia para una mejor calidad de imagen; en el estudio de Katua A. pese que se evaluó la calidad del SPECT en relación al artefacto ocasionado por la vejiga, se utilizó cuatro combinaciones diferentes de iteraciones, observándose que 4i y 2i produjeron los mejores resultados, datos que difieren a lo evidenciado en el presente estudio, debido a que se ha presentado más opciones para la elección del número de iteraciones (16 opciones) y con ello se ha comprobado cuantitativamente una mejor relación señal/fondo en las combinaciones propuestas anteriormente. Puchal establece un rango de iteraciones de 7 a 9, lo cual son los mejores datos para una reconstrucción óptima, coincidiendo en 8 iteraciones.

En el caso de los subconjuntos para la investigación los mayores rangos promedios se encontraron con 8s (con RP^* 117.17) y 4s (con RP^* 106.49) puesto que se presentaron los mayores valores de calidad de imagen. Katua A., en su estudio refiere que el subconjunto 8 produjo los mejores resultados de calidad de imagen, lo cual coincide con los datos evaluados del presente estudio.

Al final la mejor calidad de imagen se obtuvo con 6i x 8s y con 8i x 8s.

5. CONCLUSIONES

Los puntos de referencia del número de iteraciones para la mejor calidad de imagen son 6i y 8i.

Los puntos de referencia del número de subconjuntos para la mejor calidad de imagen son 8s y 4 s.

Las variaciones de la calidad de imagen en SPECT óseo de columna lumbar con el método de reconstrucción iterativo mejoran con 6i x 8s y 8i x 8s, puesto que con esas combinaciones el tiempo de reconstrucción de una imagen de mejor calidad sería mínimo.

6. RECOMENDACIONES

Es imprescindible contar con referencias dirigidas a la obtención de imágenes óptimas para un mejor diagnóstico médico, por lo tanto sería un gran paso incluir en la formación académica del tecnólogo médico en Radiología talleres donde se enseñen técnicas y parámetros que permitan tener como resultado una mejor resolución en las imágenes.

Se recomienda realizar estudios con un tamaño de muestra más amplio y en otras instituciones (con otros equipos), con la finalidad de corroborar si los puntos de referencias encontrados en la presente investigación son los adecuados o si depende del equipo y software de reconstrucción utilizados.

Sería conveniente implementar una guía de atención donde se establezcan las iteraciones y subconjuntos encontrados en la presente investigación como referencia al momento de realizar un SPECT óseo de columna lumbar, ayudando de esta manera a la disminución del tiempo de toma y a obtener una imagen más clara y exacta.

7. REFERENCIAS BIBLIOGRAFICAS

1. Katua A, Ankrah A, Vorster M, Van Gelder A, Sathekge M. Optimization of Ordered Subset Expectation Maximization Reconstruction for Reducing Urinary Bladder Artifacts in Single-photon Emission Computed Tomography Imaging. *World J Nucl Med.* 2011; 10(1):3-8.
2. Puchal R. Reconstrucción Tomográfica por Métodos Iterativos. *Rev. Esp. Med. Nucl.* 2008; 27(6):460-7.
3. González W. Comparación y Evaluación de los Métodos de Reconstrucción Tomográfica FBP y OSEM en los Estudios De M.N. [Tesis]. Argentina: Universidad Nacional de General San Martín; 2006.
4. Blocklet D, Seret A, Popa N. Maximum-Likelihood Reconstruction with Ordered Subsets in Bone SPECT. *The Journal of Nuclear Medicine* 2003 [cited 2015 Agosto 20]. Available from: <http://jnm.snmjournals.org/content/40/12/1978.full.pdf>.
5. Ministerio de Sanidad y Consumo. Medicina Nuclear. Guía de Formación de Especialistas. España: Ministerio de Sanidad y Consumo. Consejo Nacional de Especialidades Médicas; 1996.
6. Calmels G. Evolución del papel de enfermería en las distintas pruebas radiológicas. Evolución de la protección radiológica [Tesis]. España. Universidad de La Rioja. Escuela Universitaria de Enfermería; 2015.
7. Pérez Díaz M. Fundamentos Físicos de Calidad de Imagen en Medicina Nuclear. Métodos para su Valoración. *Alasbimn journal.* 2007; 9(35).
8. Rodríguez H. Control de Calidad en Cámara Gamma Y SPECT [Tesis]. Argentina: Universidad Nacional de General San Martín. Escuela de Ciencia y Tecnología; 2006.
9. Holly T, Abbott B, Al-Mallah M, Calnon D, Cohen M, DiFilippo F, et al. Guías para los procedimientos de imagen en cardiología nuclear de la American Society of Nuclear Cardiology (ASNC). España: Medical Trends; 2014.

10. Núñez M. Fundamentos de SPECT. Montevideo: Escuela Universitaria de Tecnología Médica. Comité de Tecnólogos de ALASBIMN; 2008.
11. Cabrejas R. Técnicas en Medicina Nuclear. Adquisición, procesamiento y presentación de imágenes planares. Argentina: Centro de Medicina Nuclear; 2000. [Consultado el 19 de setiembre del 2015]. Disponible en: <http://dea.unsj.edu.ar/mednuclear/Adquisicionyprocesamietnoplanar.PDF>.
12. Núñez M. Desarrollo de imágenes paramétricas derivadas de estudios de perfusión y ventilación usando tomografía de emisión monofotónica (SPECT) para el diagnóstico semiautomatizado de tromboembolismo pulmonar [Tesis]. Uruguay: Universidad de la República. Facultad de Medicina; 2011.
13. Rodríguez R, Sánchez C, Aguila A, Palmero R. Efectos de la radiación dispersa en SPECT cerebral con TC-99M. Análisis comparativo de cuatro métodos de corrección. Cuba: Centro Internacional de Restauración Neurológica. [Consultado el 18 de setiembre del 2015]. Disponible en: http://www.iaea.org/inis/collection/NCLCollectionStore/_Public/33/000/33000872.pdf.
14. Macas B. Procesamiento de Estudios de SPECT de Neurotransmisión en el Sistema Dopaminérgico Nigroestriatal. Influencia del Ruido en la Cuantificación [Tesis]. Barcelona: Universitat de Barcelona. Unitat de Biofísica i Bioenginyeria; 2012.
15. Sánchez C, Puchal R. Problemas que Afectan la Cuantificación en SPECT. Revista de Física Médica 2003; 4(1). 31-41.
16. Núñez M. SPECT cerebral: aspectos técnicos a tomar en cuenta para obtener estudios de calidad diagnóstica. Alasbimn Journal Year 2010; 12(48).
17. Sánchez M. Evaluación de la actividad osteoblástica en la interfase de implantes dentarios con diferentes superficies mediante gammagrafía

- ósea con Tc99 MDF. Estudio en un modelo animal [Tesis]. Barcelona: Universidad de Barcelona. Facultad de Odontología; 2005.
18. Núñez M. Control de calidad de los sistemas de detección usados en Medicina Nuclear. Uruguay: Escuela Universitaria de Tecnología Médica; 2008.
 19. Organismo Internacional de Energía Atómica. Protocolos clínicos para estudios de SPECT. 2008. [Consultado el 19 de setiembre del 2015]. Disponible en: http://www.alasbimn.net/guias/SPECT_protocols%20_Spanish-updated_.pdf
 20. Alessio A, Kinahan. P. PET Image Reconstruction. Washington: University of Washington, Department of Radiology; 2010.
 21. Erdogan H, Fessler J. Ordered subsets algorithms for transmission tomography. Phys. Med. Biol. 2010; 9(44).
 22. Xu, Chen H, Yao D. An Improved Ordered Subsets Expectation Maximization Reconstruction. China: University of Electronic Science and Technology; 2006.
 23. Belzunce M. Métodos de imágenes para Tomografía Gamma, PET y SPECT [Tesis]. Buenos Aires: Universidad Tecnológica Nacional. Facultad Regional Buenos Aires; 2013.
 24. Altamirano T. La gammagrafía como técnica de diagnóstico en Medicina nuclear [Tesis]. Ecuador: Escuela superior Politécnica de Chimborazo. Facultad de Ciencias; 2006.
 25. Ferro G, Tendilla J, Paredes L. Aplicaciones médicas de los radiofármacos. México: Instituto Nacional de Investigaciones Nucleares. [Consultado el 25 de setiembre del 2015]. Disponible en: <http://www.facmed.unam.mx/deptos/familiar/bol51/arbol-1.htm>
 26. Gómez J. Radiofarmacia [En línea]. 2015 [Consultado el 07 de setiembre del 2015]. Disponible en:

https://radiofarmacia.files.wordpress.com/2013/06/radiofarmacia_080715.pdf.

27. Vargas L. Gammagrafía Renal. Boletín Medicina Nuclear. 2004; 1(4).
28. Martínez A, Gómez J, Tirado J. Alteraciones en la biodistribución de los radiofármacos causadas por interacciones medicamentosas. Alasbimn Journal 2016. [Consultado el 05 de enero del 2016]. Disponible en: <http://www.alasbimnjournal.net/contenidos/alteraciones-en-la-biodistribucion-de-los-radiofarmacos-causadas-por-interacciones-medicamentosas-65?cap=99mtc-difosfonatos-gammagrafia-osea>.
29. Núñez M. Procesamiento de Imágenes en Medicina Nuclear. Montevideo: Escuela Universitaria de Tecnología Médica. Comité de Tecnólogos de ALASBIMN; 2008.
30. Duch J, Fuster D. Utilidad de la gammagrafía ósea. JANO 2007; 1(1.656): 41-45.
31. Lovera C. Cintigrama óseo. [En línea]. 2013. [Consultado el 28 de setiembre del 2015]. Disponible en: http://www.medicinanuclear.cl/spect_1-cintigrama.htm.
32. Levi M. Tomografía en Medicina Nuclear. 1ª ed. Argentina: ALASBIMN; 2000.
33. Orero A. Diseño e implementación de un SPECT pre-clínico basado en cristales continuos [Tesis]. España: Universidad de Valencia. Facultad de Física; 2012.
34. Hernández, R., Fernández, C. y Baptista, P. (2006) Metodología de la investigación. Bogotá: McGraw-Hill.

8. ANEXOS

INDICE

I. MATRIZ DE CONSISTENCIA.....	79
II. TABLA DE CARACTERÍSTICAS DE LA IMAGEN CON 8S.....	80
III. TABLA DE CARACTERÍSTICAS DE LA IMAGEN CON 4i	81
IV. FICHA DE RECOLECCIÓN DE DATOS	82
V. PERMISO DE LA CLÍNICA PARA ACCEDER A LOS DATOS	83
VI. PRUEBAS DE NORMALIDAD	84
VII. DISTRIBUCIÓN DE SEXO Y EDAD.....	85

I. MATRIZ DE CONSISTENCIA

PROBLEMA	OBJETIVOS	VARIABLES	DIMENSIÓN	INDICADOR	VALORES FINALES	INSTRUMENTO	FUENTE
¿Cuáles son las variaciones de la calidad de imagen en SPECT óseo de columna lumbar con el método de reconstrucción iterativo?	<u>Objetivo general</u> Identificar las variaciones de la calidad de imagen en SPECT óseo de columna lumbar con el método de reconstrucción iterativo.	Calidad de imagen	Señal	Número de cuentas	En Kilocuentas	Ficha de recolección de datos	Imagen Gamma-gráfica
			Fondo	Número de cuentas	En Kilocuentas		
			Señal/fondo	Cociente de señal/ fondo.	En decimales		
	<u>Objetivos específicos</u> Establecer puntos de referencia del número de iteraciones para la mejor calidad de imagen (mayor relación señal /fondo). Establecer puntos de referencia del número de subconjuntos para la mejor calidad de imagen (mayor relación señal /fondo).	Método de reconstrucción iterativo	iteraciones	Número de iteraciones	1, 2, 4, 6, 8, 10, 12, 14, 16, 18 20, 22, 24, 26 28, 30	Ficha de recolección de datos	Software de procesamiento de imagen
			subconjuntos	Número de subconjuntos	1 2 4 8		

II. TABLA DE CARACTERÍSTICAS DE LA IMAGEN RADIOLOGICA CON 8S

N	PACIENTE	EDAD	SEXO	NUMERO DE ITERACIONES X 8 SUBCONJUNTOS											
				1 X 8			2 X 8			...			30 X 8		
				S	F	S/F	S	F	S/F	S	F	S/F	S	F	S/F
1															
2															
3															
4															
5															
6															
7															
8															
9															
10															

DONDE:

S: Señal

F: Fondo

S/F: Relación señal-fondo

III. TABLA DE CARACTERÍSTICAS DE LA IMAGEN RADIOLOGICA CON 4i

N	PACIENTE	EDAD	SEXO	4 ITERACIONES X NUMEROS DE SUBCONJUNTOS											
				4X 1			4 X 2			4x4			4 X 8		
				S	F	S/F	S	F	S/F	S	F	S/F	S	F	S/F
1															
2															
3															
4															
5															
6															
7															
8															
9															
10															

DONDE:

S: Señal

F: Fondo

S/F: Relación señal-fondo

IV. FICHA DE RECOLECCIÓN DE DATOS

Variaciones de la calidad de imagen en SPECT óseo de columna lumbar con el método de reconstrucción iterativo. Clínica San Gabriel Enero – Diciembre 2014.

1. DATOS GENERALES:

Edad del paciente: _____

Sexo:

☐ F

☐ M

2. PROCESO DE RECONSTRUCCIÓN ITERATIVA:

Número de subconjuntos:

☐ 1

☐ 4

☐ 2

☐ 8

Número de iteraciones:

☐ 1

☐ 12

☐ 24

☐ 2

☐ 14

☐ 26

☐ 4

☐ 16

☐ 28

☐ 6

☐ 18

☐ 30

☐ 8

☐ 20

☐ 10

☐ 22

Número de cuentas de la señal: _____

Número de cuentas del fondo: _____

Relación señal- fondo: _____

**V. PERMISO DE LA CLÍNICA SAN GABRIEL PARA ACCEDER A LOS DATOS
DE LAS IMÁGENES
UNIVERSIDAD NACIONAL MAYOR DE SAN MARCOS
FACULTAD DE MEDICINA
ESCUELA ACADÉMICA PROFESIONAL DE TECNOLOGÍA MÉDICA**



SOLICITO: Permiso para la recolección de datos en el servicio de Medicina Nuclear.

Sr. Andrés Farro Valdivia

Administrador de TOMOMEDIC- Clínica San Gabriel

S.A.:

Yo, Chimoy Crispin Katherine Giuliana egresada de Tecnología Médica en el área de Radiología de la Universidad Nacional Mayor de San Marcos, identificada con DNI: 70836556, con domicilio en Jirón Risso 751 Lince; me presento ante usted y expongo

Que siendo requisito necesario para adquirir el grado de Licenciada en Tecnología Médica, realizar una tesis, solicito me brinde las facilidades para la recolección de datos de los estudios de SPECT óseo realizados entre enero y diciembre del 2014 en el Servicio de Medicina Nuclear de la clínica que usted dirige.

Por lo expuesto:

Ruego a usted acceder a mi petición, sin otro motivo adicional y agradeciendo de antemano su colaboración, me despido.

Lima, 15 enero de 2016

Chimoy Crispin Katherine Giuliana

DNI: 70836556

VI. PRUEBAS DE NORMALIDAD

- Para las distintas iteraciones

Variable	Kolmogorov-Smirnov		
	Estadístico	Normalidad	Valor p
Señal/ fondo 1	0,175	NO	0,001
Señal/ fondo 2	0,193	NO	<0,001
Señal/ fondo 24	0,200	NO	<0,001
Señal/ fondo 28	0,198	NO	<0,001
Señal/ fondo 26	0,186	NO	<0,001
Señal/ fondo 22	0,186	NO	<0,001
Señal/ fondo 20	0,185	NO	<0,001
Señal/ fondo 14	0,202	NO	<0,001
Señal/ fondo 16	0,178	NO	0,001
Señal/ fondo 18	0,114	SI	0,158
Señal/ fondo 12	0,126	SI	0,061
Señal/ fondo 10	0,146	NO	0,013
Señal/ fondo 4	0,128	SI	0,053
Señal/ fondo 8	0,160	NO	0,004
Señal/ fondo 6	0,213	NO	<0,001
Señal/ fondo 30	0,142	NO	0,019

- Para los distintos subconjuntos

Variable	Kolmogorov-Smirnov		
	Estadístico	Normalidad	Valor p
Señal/fondo 4ix1s	0,216	NO	<0,001
Señal/fondo 4ix2s	0,337	NO	<0,001
Señal/fondo 4ix4s	0,170	NO	,002
Señal/fondo 4ix8s	0,189	NO	<0,001

VII.DISTRIBUCIÓN DE SEXO Y EDAD

Tabla N°9: Sexo y edad media de los pacientes que se realizaron SPECT óseo de columna lumbar con el método de reconstrucción iterativo en la Clínica San Gabriel, enero – diciembre 2014.

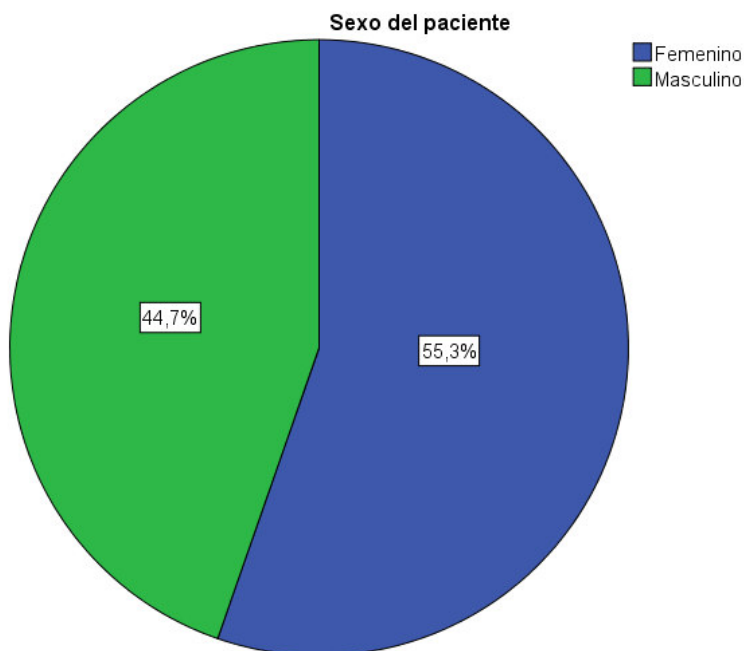
Variable	N	%
Sexo		
Femenino	26	55,3
Masculino	21	44,7
Total	47	100,0
Edad		
Media + DE*	51,3+7,3	

*DE= Desviación estándar

Fuente: ficha de recolección de datos

En la Tabla N°9 se observa que el sexo de los 47 pacientes que se realizaron SPECT óseo de columna lumbar utilizando el método de reconstrucción iterativo en la Clínica San Gabriel durante los meses de enero a diciembre del 2014 fue femenino en el 55.3% y masculino en el 44.7%, con una edad promedio de 51.3 + 7.3. Ver gráfico N°1.

Gráfico N°1: Sexo de los pacientes que se realizaron SPECT óseo de columna lumbar con el método de reconstrucción iterativo en la Clínica San Gabriel, enero – diciembre 2014.



Fuente: ficha de recolección de datos